

Doppler - echokardiographische Untersuchungen beim

Vorhofseptumdefekt vom Sekundumtyp im Kindesalter

Christine Maurer

Disbui, München

1987

Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Klinik für Herz- und Kreislauferkrankungen im Kindesalter
am Deutschen Herzzentrum München

Direktor: Prof. Dr. med. K. Bühlmeier

Doppler-echokardiographische Untersuchungen
beim Vorhofseptumdefekt vom Sekundumtyp im
Kindesalter

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
CHRISTINE MAURER

aus
München

1987

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. K. Bühlmeier

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. H.-B. Hadorn
Prof. Dr. med. E. Kreuzer

Mithbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. K.-D. Müller

Dekan: Prof. Dr. med. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 17.12.1987

INHALTSVERZEICHNIS

<u>I. Einleitung und Fragestellung</u>	1
1. Embryologie und Pathophysiologie des Vorhofseptumdefektes vom Sekundumtyp	1
2. Diagnostik	2
3. Therapie und Prognose	3
4. Fragestellung	4
 <u>II. Methodik</u>	 5
1. Physikalische Grundlagen der Doppler - Echokardiographie	5
2. Doppler - echokardiographische Untersuchung	7
3. Schädigende Wirkung der Ultraschallwellen	8
4. Quantitative zweidimensionale Doppler - Echokardiographie beim Vorhofseptumdefekt vom Sekundumtyp	9
 <u>III. Doppler - echokardiographische Messungen beim Vorhofseptum-</u> <u>defekt vom Sekundumtyp</u>	 12
1. Durchführung	12
a) Patientengut	12
b) Untersuchungsang	12
c) Auswertung	14
d) Statistik	16
2. Ergebnisse	16
a) Eingangsuntersuchung	16
b) Bestimmung des LRS	20
c) Maximale Blutflußgeschwindigkeiten	24
d) Durchmesserbestimmung des Defektes und des Truncus pul- monalis	26
e) Doppleruntersuchungen im Defekt bei apikaler Darstellung .	26
f) Turbulenzen des Blutstromes an der Tricuspidal- und Pulmonalklappe	28
g) Bestimmung der Minutenvolumina bei herzgesunden Kindern ..	28

3. Diskussion	30
a) Quantitative LRS - Bestimmung beim Vorhofseptumdefekt vom Sekundumtyp durch Doppler - Echokardiographie	30
b) Zusammenhang der maximalen Blutflußgeschwindigkeiten an den Herzklappen mit der Shuntgröße	34
c) Korrelation des subcostalen Defektdurchmessers zum LRS des Herzkatheters	34
d) Blutflußverhältnisse im Defekt	35
e) Blutflußverhältnisse an der Tricuspidal- und Pulmonal- klappe	35
4. Zusammenfassung	36

<u>IV. Abbildungen</u>	37
------------------------------	----

<u>V. Literaturverzeichnis</u>	55
--------------------------------------	----

<u>VI. Lebenslauf</u>	61
-----------------------------	----

I. Einleitung und Fragestellung

1. Embryologie und Pathophysiologie des Vorhofseptumdefekts vom Sekundumtyp

"Beim Vorhofseptumdefekt handelt es sich um eine pathologische Verbindung zwischen den beiden Vorhöfen, durch die Blut von links nach rechts oder umgekehrt strömen kann", so lautet eine Definition dieser Erkrankung (32).

Embryologisch gesehen ist das Vitium eine Entwicklungshemmung des Vorhofseptums, das aus drei Teilen entsteht: in der fünften SSW wächst als erste Trennung des gemeinsamen Atriums vom Sulcus interatriale aus das Septum primum in kaudaler Richtung. Dabei bezeichnet man die Öffnung, die bis zum Erreichen der atrio-ventrikulären Klappenebene bestehen bleibt, als Ostium primum-Defekt. Während das Septum primum wächst, entsteht in seinem kranialen Teil durch Resorptionsvorgänge das Ostium secundum. Es wird vom Septum secundum, das sich in der sechsten SSW entwickelt, klappenartig verschlossen. Fehlt dieser Schritt, so spricht man von einem Ostium secundum-Defekt. Septum primum und Septum secundum lassen an ihrer Überlappungsstelle einen Schlitz frei, der in der Fetalzeit eine Kurzschlußverbindung zwischen den beiden Vorhöfen, das Foramen ovale, darstellt. In der Regel verschließt es sich im Laufe des ersten Lebensjahres, andernfalls spricht man von einem offenen Foramen ovale (15).

(Abb. 1)

Der isolierte Vorhofseptumdefekt (ASD) ist mit 10 % - 20 % aller kongenitalen Vitien einer der häufigsten angeborenen Herzfehler (17, 32).

Davon wiederum stellt der Ostium secundum-Defekt mit 75 % aller ASD den überwiegenden Teil dar (17).

Bedingt durch die unterschiedlichen Druckverhältnisse der beiden Herzhälften entsteht auf Vorhofebene in der Regel ein Links-Rechts-Shunt (LRS). Im Tierexperiment ließ sich beweisen, daß dabei der Shuntfluß dem Druckgradienten der Vorhöfe exakt folgt: endsystolisch ist der LRS am größten, diastolisch fällt er ab, um während der Vorhofkontraktion, am Ende der Diastole, noch einmal anzusteigen. Frühsystolisch, wenn die AV-Klappen geschlossen sind, und der Druck in den Ventrikeln ansteigt, tritt kurzzeitig ein Rechts-Links-Shunt (RLS) auf; dieser kehrt sich in der Mitte der Systole, also zu Beginn des Bluteinstroms in die Vorhöfe, wieder in einen LRS um (1).

Es überwiegt also deutlich der Blutfluß vom linken Atrium in das rechte. Dies führt zu einer Druck- und Volumenbelastung des rechten Vorhofes und des rechten Ventrikels. Das linke Atrium ist trotz vermehrten Blutvolumens kaum betroffen, da es den Defekt als Ventil besitzt.

Erfahrungsgemäß entwickelt sich nach jahrzehntelanger Beschwerdefreiheit infolge der von Geburt an bestehenden Belastung des rechten Herzens und des Lungenkreislaufes eine Pulmonalarteriensklerose mit Widerstandserhöhung und weiterem Druckanstieg im rechten Ventrikel. Die Folge ist eine Rechtsherzinsuffizienz, in schweren Fällen mit Shuntumkehr, der sogenannten Eisenmenger-Reaktion. Dieses Stadium ist einer operativen Therapie nicht mehr zugänglich. Eine rechtzeitige und zuverlässige Diagnosestellung ist daher von großer Bedeutung.

2. Diagnostik

Die Patienten wirken oft schwächlich und grazil. Ihre Entwicklung ist unauffällig; zunächst sind sie voll belastbar.

Infolge des verminderten Blutvolumens im großen Kreislauf ist der Blutdruck häufig niedrig, der Puls klein.

Auskultatorisch findet man ein mittellautes (Grad I - III), systolisches Austreibungsgeräusch von konstanter Intensität mit p.m. über dem zweiten - dritten ICR links parasternal. Es ist unabhängig von der Körperlage und Ausdruck einer relativen Pulmonalstenose. Der zweite Herzton ist breit und fixiert gespalten. Bei großen Defekten hört man ein Diastolikum mit p.m. über dem 3. ICR links oder dem 4. ICR rechts parasternal als relatives Tricuspidalströmungsgeräusch (17, 20, 32, 42).

Im Röntgenbild läßt sich eine Vergrößerung des Herzdurchmessers nachweisen. Diese ist hauptsächlich durch den dilatierten rechten Ventrikel bedingt. Der Pulmonalarterienbogen ist prominent, die arterielle Lungengefäßzeichnung vermehrt. Im Gegensatz dazu sieht man einen kleinen linken Ventrikel und Aortenbogen (17, 32).

Das EKG zeigt meist einen Steil- oder Rechtstyp. Oft entwickelt sich ein (inkompletter) Rechtaschenkelblock infolge der Rechtsherzhypertrophie. Selten kommen Arrhythmien vor (17, 32).

Das zweidimensionale Doppler-Echokardiogramm ermöglicht es, das Vitium von verschiedenen Blickwinkeln aus gut darzustellen und den Defektdurchmesser zu ermitteln. Weiterhin lassen sich Größe und damit Belastung der einzelnen Herzkammern beurteilen, sowie Blutflußgeschwindigkeiten an den Klappen messen.

Üblicherweise wird an diese nicht invasive Diagnostik zur endgültigen Befunderhebung eine Herzkatheteruntersuchung angeschlossen. Dabei stellt man annähernd gleiche Druckverhältnisse im linken und rechten Atrium fest. Die Sauerstoffsättigung des Blutes im rechten Vorhof ist gegenüber den Venae cavae auffallend erhöht. Mit dem Katheter kann man den Defekt passieren. Eine Angiokardiographie ist in der Regel nicht notwendig. Man kann dabei den Kontrastmittelübertritt vom linken in den rechten Vorhof beobachten (17, 32).

3. Therapie und Prognose

Die Behandlung des Patienten richtet sich nach dem Ausmaß des LRS: In der Regel wird ein operativer Verschuß ab einem LRS von 30 % - 40 % des pulmonalen Stromvolumens empfohlen (15, 17). Dies sollte möglichst im Vorschulalter, spätestens jedoch bis zum 10. Lebensjahr geschehen (17, 32). Patienten mit kleinerem Defekt, sowie solche, die einer Operation nicht zustimmen, bleiben in regelmäßiger kardiologischer Kontrolle.

Das Operationsrisiko ist mit weniger als 1 % sehr niedrig (4), die Prognose für diese Patienten also äußerst günstig. Nicht therapierte Patienten mit großen Defekten haben eine Lebenserwartung von etwa 40 Jahren (32), da es, wie schon erwähnt, im Erwachsenenalter zum pulmonalen Hochdruck mit Rechtsherzinsuffizienz und Shuntumkehr kommt.

Sehr selten sieht man Spontanverschlüsse.

4. Fragestellung

In der hier vorgelegten Untersuchung sollen neue doppler-echokardiographische Möglichkeiten zur zuverlässigen quantitativen Diagnostik von ASD II erarbeitet und an einem Patientengut vorgestellt werden. Ziel ist es, nach Vorliegen der Ergebnisse eine Aussage treffen zu können, ob die Herzkatheteruntersuchung als invasives und nicht immer ungefährliches Verfahren beim Ostium secundum-Typ durch diese nicht invasive, den Patienten nicht belastende Methode abgelöst werden kann.

Immerhin beträgt bei Kindern die Komplikationsrate der Herzkatheterdiagnostik allgemein 3,6 % (43); im Säuglingsalter liegt sie noch erheblich höher. Im Gegensatz dazu stellt die Doppler-Echokardiographie ein vollkommen risikofreies und weniger aufwendiges Verfahren dar.



II. Methodik

1. Physikalische Grundlagen der Doppler-Echokardiographie

Ultraschallstrahlen wurden von W.D. Keidel 1950 zum ersten Mal in der kardiologischen Diagnostik eingesetzt. Sechs Jahre später berichteten J. Edler und S. Effert über ihre Erfahrungen mit dieser Methode bei der Untersuchung normaler und stenosierter Mitralklappen. Seither hat die Echokardiographie, wie man das neue Verfahren nannte, an Bedeutung in der Kardiologie immer mehr zugenommen. Sie ist heute zur zuverlässigen, ungefährlichen und frühzeitigen Diagnosestellung unerlässlich (43).

Die Frequenz der Ultraschallwellen beträgt mehr als 20.000 Hz; sie liegt damit über dem für den Menschen akustisch wahrnehmbaren Bereich mit 30 - 18.000 Hz. (8, 43).

Ultraschallwellen breiten sich in biologischem Gewebe longitudinal aus. Sie werden an Grenzflächen von Strukturen unterschiedlicher akustischer Impedanz (Wellenwiderstand, das Produkt aus spezifischer Dichte und Ausbreitungsgeschwindigkeit des Ultraschalls in einem Medium) reflektiert und zwar um so stärker, je mehr sich der Wellenwiderstand der beiden Strukturen unterscheidet. Luft beispielsweise reflektiert die ausgesendeten Wellen vollkommen. Deshalb wird der Schallkopf (Transducer) bei der Untersuchung eines Patienten durch ein Kontaktgel mit der Haut verbunden. Für eine gute Bildqualität sollte der emittierte Strahl die Grenzfläche außerdem möglichst senkrecht treffen (8, 34, 43).

Eine zweite physikalische Eigenschaft des Ultraschalls ist seine teilweise Absorption im Medium, die mit steigender Frequenz und steigendem Ausbreitungsweg zunimmt.

Für eine hohe Eindringtiefe ist also eine geringe Frequenz günstig. Andererseits ist ein gutes Auflösungsvermögen von einer hohen Frequenz abhängig; es muß daher ein geeigneter Kompromiß zwischen gewünschter Eindringtiefe und Auflösungsvermögen gefunden werden (8, 34, 43). In der Regel verwendet man bei Säuglingen 6 - 7 MHz, bei Kleinkindern 4 - 5 MHz und bei älteren Kindern 2 - 3 MHz (43).

Zur Erzeugung von Ultraschallwellen dienen piezoelektrische Kristalle; das sind polykristalline Materialien aus Titanaten oder Zink, die im Schallkopf eingebaut durch Anlegen eines elektrischen Feldes hochfrequente Schwingungen erzeugen. Üblicherweise ist der Kristall Schallgeber und -empfänger zugleich. Man nennt dies Impuls-Echoverfahren, wobei sich Impuls- und Empfangszeit in der Regel wie 1 : 1000 verhalten (8, 34, 43).

Die Wiedergabe der reflektierten Schallenergie kann auf verschiedene Weise geschehen:

Zeit- Amplituden- oder "A-Mode": Die empfangene Energie drückt sich in Spitzen unterschiedlicher Amplituden aus. Wandelt man diese Signale in Punkte unterschiedlicher Helligkeit um, so nennt man dies Brightness-Modulation- oder "B-Mode". In Time-Motion, kurz "M-Mode", wird der Zeitfaktor integriert; so ergeben sich bei einem pendelnden Echo Wellenlinien (8, 43).

(Abb. 2)

Eine Weiterentwicklung stellt die zweidimensionale Echokardiographie dar. Sie ermöglicht ein räumliches Sehen und bei Verwendung eines sog. real-time-scanner die Darstellung von Bewegungsabläufen (8, 43).

(Abb. 3)

Eine weitere Eigenschaft des Ultraschalls, die im übrigen auch allen anderen Wellenarten zu eigen ist, wird zur Messung von Blutflußgeschwindigkeiten genutzt: bewegen sich Sender und empfangendes Medium relativ zueinander, so resultiert daraus eine Frequenzänderung zwischen emittiertem und reflektiertem Strahl, die sogenannte "Doppler shift in frequency".

Christian Johann Doppler, ein österreichischer Physiker, beschrieb als Erster dieses Phänomen; nach ihm ist es auch benannt. Im täglichen Leben kann man es oft beobachten: nähert sich beispielsweise ein Krankenwagen, so wird die Frequenz des Heultons immer höher, entfernt er sich, ist der Klang tiefer (16, 33).

Das Dopplerverfahren zur Messung von Blutflußgeschwindigkeiten arbeitet mit folgender Gleichung:

$$\Delta f = \frac{2 f_0 \times v \times \cos \theta}{c}$$

$$v = \frac{\Delta f \times c}{2 f_0 \times \cos \theta}$$

Δf bedeutet dabei die Doppler shift in frequency, f_0 die gesendete Frequenz, c die Ausbreitungsgeschwindigkeit des Ultraschalls im Gewebe, θ den Winkel, unter dem der Ultraschallstrahl den Blutstrom trifft, und v die Blutflußgeschwindigkeit.

Δf , die einzige unbekannte Größe in dieser Gleichung, kann man nach dem Dopplerprinzip ermitteln, die übrigen Komponenten sind, bis auf den Winkel, konstant. Die Blutflußgeschwindigkeit läßt sich also leicht errechnen (8, 16, 26, 33).

Aus der Formel ist weiterhin ersichtlich, daß der Winkel möglichst klein gehalten werden muß; der $\cos 0^\circ$ ist nämlich 1, von 90° dagegen 0. Letzteres schließt demnach eine Berechnung der Blutflußgeschwindigkeit aus.

Bei den Dopplergeräten unterscheidet man zwei Formen: den "continuous wave doppler", geeignet zur Messung hoher Flußgeschwindigkeiten, und den "gepulsten Doppler", der nur Reflektionen eines bestimmten Zeitpunktes (= Tiefe) verarbeitet. Hiermit werden also lokalisierte Untersuchungen ermöglicht; die Höhe der meßbaren Flußgeschwindigkeiten ist allerdings begrenzt (11, 16, 33).

2. Doppler-echokardiographische Untersuchung

Der Patient liegt ruhig in Rücken- oder Linksseitlage. Zur Darstellung der einzelnen Anteile des Herzens verwendet man üblicherweise vier Schnittebenen:

Bei parasternaler Transducerposition im Bereich des 3.-4. ICR links lassen sich linker Ventrikel (LV), linkes Atrium (LA), Aorta (Ao), rechter Ventrikel (RV), Ventrikelseptum (IVS), Mitral- und Aortenklappe erkennen.

Im apikalen Vier-Kammer-Blick, der Schallkopf liegt auf der Herzspitze, stellt man den LV, das LA, den RV, das rechte Atrium (RA), das IVS, das Vorhofseptum (IAS) und die Herzklappen gut dar.

Vom epigastrischen Winkel aus, bei subcostaler (subxiphoidaler) Transducerposition, sieht man das RA, das IAS, den LV, das LA, die Pulmonalvenen (PV), das IVS, den RV, die Pulmonalarterie (PA) und die Ao.

Das suprasternale Fenster eignet sich besonders zur Untersuchung von Ao und PA. Dabei wird der Kopf des Patienten rekliniert, der Schallkopf in die Fossa jugularis plaziert.

Verschiedentlich ist es von Nutzen, die Untersuchung in expiratorischer bzw. inspiratorischer Apnoe vorzunehmen. Oft läßt sich dadurch eine bessere Darstellung der gewünschten Struktur erreichen (8, 34).

3. Schädigende Wirkung der Ultraschallwellen

Ultraschallwellen werden für den Patienten als vollkommen ungefährlich betrachtet:

Die thermische Wirkung, die erzeugt wird, wenn durch Absorption der Strahlen Bewegungsenergie in Wärmeenergie umgewandelt wird, kommt durch die geringe Sendeleistung moderner Geräte nicht zum Tragen. Eine mechanische Zerstörung von Zellwänden und Chromosomen scheint im Bereich des diagnostischen Ultraschalls ebenso ausgeschlossen zu sein, wie eine chemische Einwirkung auf Oxidations-, Reduktions- oder Depolarisationsvorgänge des menschlichen Organismus. Der Beweis absoluter Unschädlichkeit steht allerdings noch aus (8).

Dazu eine Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin (DEGUM) zu den Presseberichten in der SZ 31.10./1.11., FAZ 11.11., Kölner, Düsseldorfer und Bonner Expresß 8.11.1979 und anderen Tageszeitungen (aus 8):

"1. Von der Weltgesundheitsorganisation (WHO) wurde vor kurzem ein kritisch wertender Bericht zusammengefaßt, der feststellt, daß die Anwendung von Ultraschall in der Diagnostik zu keinen Chromosomenschäden führt (Hill, C.R., ICP/CEP 1979, 803).

2. Die von Liebeskind und Mitarbeitern beobachteten sister chromatid exchanges (SCE) sind nicht ohne weiteres als Chromosomenschäden zu werten. Es handelt sich um einen in physiologischer Weise ablaufenden Zellmechanismus auf molekularer Ebene.

Das Auftreten von erhöhten SCE-Raten ist nicht als Indikator einer Schädigung zu werten. Die Forschergruppe betont selbst, daß die Ergebnisse ihrer experimentellen Untersuchungen an Zellkulturen nicht auf die klinische Anwendung der Ultraschalldiagnostik übertragen werden dürfen.

3. Die "American Food and Drug Administration" (FDA) hat im August 1979 Richtlinien für die in der Diagnostik üblichen Geräte in Bezug auf die anzuwendende Frequenz beziehungsweise Intensität erstellt.

Diese Grenzwerte stützten sich auf den bereits erwähnten WHO-Bericht und die zuletzt erschienenen wissenschaftlichen Arbeiten. Die zur Zeit in der Bundesrepublik handelsüblichen Geräte für die Ultraschalldiagnostik erfüllen diese Normen.

4. Unter Berücksichtigung der letzten Forschungsergebnisse ist die in den neuen Mutterschaftsrichtlinien vorgesehene Durchführung zweier Ultraschalluntersuchungen ohne Risiko für Mutter und Kind.

5. Eine internationale, ständige Expertenkommission, von der die DEGUM laufend unterrichtet wird, beschäftigt sich auch weiterhin mit den Fragen möglicher Nebenwirkungen.

Professor Dr. med. E.G. Loch
(Zweiter Vorsitzender der DEGUM)
Deutsche Klinik für Diagnostik, Wiesbaden

Professor Dr. med. M. Hansmann
(Sekretär der DEGUM)
Universitäts Frauenklinik, Bonn. "(Zitatende)"

4. Quantitative zweidimensionale Doppler-Echokardiographie beim Vorhof-septumdefekt vom Sekundumtyp

Das zweidimensionale Echokardiographiebild, die Doppler-Spektralkurve und das Doppler-Audiosignal ermöglichen zunächst eine qualitative Beurteilung des Vitiums. Der diagnostische Aussagewert wird durch das Hinzufügen quantitativer Parameter jedoch entschieden erhöht. Folgende für den ASD II wichtige Größen können bestimmt werden:

- Die Blutflußgeschwindigkeit v errechnet sich, wie bereits erwähnt, aus der Dopplergleichung. Üblicherweise ermittelt man die maximale Blutflußgeschwindigkeit $v_{\max}$, die sich durch Einsetzen von $f_{\max}$ in die Formel ergibt:

$$v_{\max} = \frac{\Delta f_{\max} \times c}{2 f_0 \times \cos \theta} \quad (\text{m/sec})$$

- Durchmesser oder Flächen können bei entsprechender echokardiographischer Darstellung vom Bildschirm abgegriffen werden.

- Das Blutflußvolumen pro Zeit des kleinen und großen Kreislaufes Q_p und Q_s kann man mit Hilfe der oben genannten Parameter nach folgender physikalischen Gesetzmäßigkeit bestimmen:

$$V(t) = A \times \bar{v} \quad (l/min)$$

"V" ist dabei der Volumenstrom, der die Fläche A mit einer mittleren systolischen Geschwindigkeit $\bar{v}$ durchfließt.

Durch Hinzufügen der Ejektionszeit ET erhält man das Schlagvolumen SV:

$$SV = A \times \bar{v} \times ET \quad (l)$$

Zur Berechnung des Minutenvolumens Q muß anschließend die Herzfrequenz HF miteinbezogen werden:

$$Q = A \times \bar{v} \times ET \times HF \quad (l/min)$$

Die Größen A, $\bar{v}$, ET und HF bestimmt man folgendermaßen:

Für die Ermittlung der Minutenvolumina des kleinen und großen Kreislaufes Q_p und Q_s benötigt man die Querschnittsflächen des Truncus pulmonalis und der Aorta ascendens. Diese greift man, wie voranstehend beschrieben, vom 2 D-Bild ab. Für den Truncus pulmonalis kann dies nur indirekt mit Hilfe seines Durchmessers erfolgen, da er, bedingt durch seine anatomische Lage, vom Ultraschallstrahl schräg getroffen wird:

$$A = \frac{\pi d^2}{4} \quad (cm^2)$$

Die mittlere systolische Blutflußgeschwindigkeit $\bar{v}$ erhält man nach der Dopplergleichung durch Einsetzen der mittleren systolischen Dopplershift Δf . Diese ist das Integral über die Zeit des systolischen Frequenzspektrums:

$$t_1 \int_{t_1}^{t_2} \Delta f(t) dt = t_2 - t_1 (\Delta \bar{f}) \quad (\text{Mittelwertsatz der Integralrechnung})$$

$$\text{d.h.} \quad \Delta \bar{f} = \frac{t_2 - t_1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} \Delta f(t) dt = (\Delta \bar{f})$$

Die mittlere systolische Blutflußgeschwindigkeit errechnet sich also nach:

$$\bar{v} = \frac{\Delta \bar{f} \times c}{2 f_0 \times \cos \theta} \quad (m/sec)$$

Die Ejektionszeit ET ist aus der Doppler-Spektralkurve ersichtlich. Die Herzfrequenz HF wird dem simultan registrierten EKG entnommen.

Somit sind alle benötigten Größen bekannt und die Minutenvolumina können errechnet werden.

Der Shunt in Prozent des kleinen Kreislaufvolumens ergibt sich aus:

$$\frac{Q_p - Q_s}{Q_p} \times 100 \text{ (\%)}$$

III. Doppler - echokardiographische Messungen beim Vorhofseptumdefekt vom Sekundumtyp

1. Durchführung

a) Patientengut

Für die doppler-echokardiographischen Untersuchungen wählten wir Kinder mit einem isolierten Vorhofseptumdefekt vom Sekundumtyp aus. Die Diagnose war zuvor unabhängig von dieser Meßreihe durch Herzkatheterisierung gesichert worden.

Neunzehn Patienten im Alter zwischen fünf Jahren sieben Monaten und sechzehn Jahren elf Monaten, im Mittel neun Jahre ein Monat, wurden ausgewertet. Die Herzkatheteruntersuchung lag mindestens einen Tag, höchstens neun Jahre acht Monate, im Mittel zwei Jahre zwei Monate zurück.

Unter diesen Kindern befanden sich zwei, bei denen auf Grund aller jetzt erbrachten Befunde berechtigterweise angenommen werden konnte, daß die Werte der Herzkatheterisierung nicht zutreffend waren. Wir erstellten daher eine zweite Statistik mit nunmehr siebzehn Patienten, deren Alter zwischen fünf Jahren sieben Monaten und sechzehn Jahren elf Monaten, im Mittel bei neun Jahren drei Monaten lag. Der Zeitraum der vorangegangenen Katheteruntersuchung entsprach dem der neunzehn Patienten.

Anschließend berechneten wir von drei Kindern ohne Shuntvitium im Alter von sechs Jahren sechs Monaten bis zehn Jahre sieben Monate, im Mittel neun Jahre, die Minutenvolumina der beiden Kreisläufe. Von diesen waren zwei herzgesund, eines zeigte ein akzidentelles Geräusch.

b) Untersuchungsgang

Die Kinder bzw. deren Eltern wurden zunächst über Ablauf und Ziel der Untersuchung informiert.

Anschließend erfolgte die Anamnese und die körperliche Untersuchung der Patienten; auf eine weitergehende Diagnostik wie EKG oder Röntgenaufnahme verzichteten wir, wenn die Kinder in regelmäßiger kardiologischer Kontrolle waren und ein neuer Befund vorlag.

Die Patienten wurden aufgefordert, sich ruhig auf den Rücken zu legen. Die zweidimensionale doppler-echokardiographische Untersuchung führte immer der gleiche erfahrene Arzt der Klinik mit dem ATL MK 600 der Firma Advancend Technology Laboratories, WA, durch.

Der gesamte echokardiographische Befund wurde auf Videoband aufgenommen; das Dopplershift-Frequenzspektrum ließen wir auf Papier ausdrucken (Schreibgeschwindigkeit 100 mm/sec), wenn es für eine spätere Auswertung nötig war. Das EKG wurde simultan registriert.

Zunächst bestimmten wir an folgenden Stellen je drei winkelkorrigierte maximale Blutflußgeschwindigkeiten:

- im Truncus pulmonalis unmittelbar distal der Sinus valsalvae bei links parasternaler Transducerposition (kurze Achse)
- an der Mitral- und Tricuspidalklappe im apikalen Vier-Kammer-Blick
- in der Aorta ascendens ebenfalls unmittelbar distal der Sinus valsalvae bei suprasternaler Transducerposition, ggf. mit Unterstützung durch eine Nackenrolle bzw. in Linksseitenlage.

Alle Messungen wurden möglichst in endexpiratorischer Apnoe vorgenommen.

Es folgte die echokardiographische Darstellung des Defekts im subcostalen Vier-Kammer-Blick, möglichst in endinspiratorischer Apnoe.

Daran schlossen sich Doppleruntersuchungen im Defekt und an der Tricuspidalklappe im apikalen Vier-Kammer-Blick, an der Pulmonalklappe in der parasternalen kurzen Achse an.

Zum Schluß zeichneten wir die Öffnungsfläche der Aorta ascendens und des Truncus pulmonalis in der parasternalen kurzen Achse bei endexpiratorischer Apnoe auf.

Die drei Kinder ohne Shuntvitium durchliefen nicht das gesamte Meßprogramm; hier bestimmten wir nur die zur Errechnung der Minutenvolumina benötigten Größen.

Die meisten Messungen erfolgten zu einem späteren Zeitpunkt vom Videoband bzw. vom Papierausdruck des Dopplershift-Frequenzspektrums, um während der Untersuchung Zeit zu sparen; diese dauerte etwa 30 Minuten.

(Abb. 4)

c) Auswertung

Wir berechneten den LRS nach dem im Kapitel II/4 beschriebenen Prinzip. Die dazu benötigten Größen ermittelten wir mit einem Datenverarbeitungssystem der Firma Kontron LTD, Medical International (Zürich, Schweiz), "Cardio 80", wie folgt:

Die mittlere Doppler-shift $\Delta \bar{f}$ wurde entsprechend dem systolischen Kurvenintegral über die Zeit t als die Fläche unter einer systolischen Doppler-shift-Spektralkurve bestimmt. Diese ergab sich durch Abgreifen der dunkelsten Grauzone auf dem Papierauszug, die Ausdruck der am meisten vorhandenen Frequenz ist. Man erhielt somit einen Wert in "cm²", der nun in "kHz x sec" umgerechnet werden mußte. Diese Größe wurde durch die entsprechende Systolendauer ET, die sich an der Zeitskala ablesen ließ, dividiert. Um einen Mittelwert zu gewinnen, führten wir je drei Messungen für Aorta ascendens und Truncus pulmonalis durch.

(Abb. 5).

Über die mittlere Doppler-shift $\Delta \bar{f}$ läßt sich bekanntlich die mittlere Blutflußgeschwindigkeit $\bar{v}$ berechnen:

$$\bar{v} = \frac{\Delta \bar{f} \times c}{2 f_0 \times \cos \theta} \quad (\text{m/sec})$$

Die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schallwellen "c" ist eine Konstante und beträgt für Blut 1540 m/sec.

Die Sendefrequenz f_0 betrug immer 3000 kHz, für den Winkel θ nahmen wir den Mittelwert der für die Bestimmung der Maximalgeschwindigkeiten notierten Werte an. Wir berechneten die mittlere Blutflußgeschwindigkeit mit und ohne Berücksichtigung der Winkelgröße.

Die Messung der Querschnittsfläche bzw. des Durchmessers der Aorta ascendens und des Truncus pulmonalis erfolgte vom Videoband, und zwar je drei Mal endsystolisch unmittelbar distal der Sinus valsalvae.

(Abb. 6)

Eine zusätzliche Fehlerkontrolle stellte der Vergleich mit den entsprechenden Angiographiewerten dar.

Die Herzfrequenz HF war aus dem simultan registrierten EKG ersichtlich.

Damit konnte für jeden Patienten der LRS in Prozent des kleinen Kreislaufvolumens angegeben werden:

$$Q_{s/p} = \bar{v}_{s/p} \times A_{s/p} \times ET_{s/p} \times HF \text{ (l/min)}$$

$$\frac{Q_p - Q_s}{Q_p} \times 100 \text{ (\%)}$$

Die jeweiligen Ergebnisse bezogen sich auf die Körperoberfläche KO.

Die maximalen Blutflußgeschwindigkeiten v_{max} wurden gemittelt.

Daneben errechneten wir das Verhältnis von v_{max} an der Tricuspidalklappe zu v_{max} an der Mitralklappe.

Der Defektdurchmesser im subcostalen Vier-Kammer-Blick ließ sich ebenfalls über die Videoaufzeichnungen bestimmen. Wir mittelten je drei endsystolische (Ende "t - Welle") und enddiastolische (Ende "p - Welle") Werte.

(Abb. 7).

Die Dopplermessungen im Defekt im apikalen Vier-Kammer-Blick wurden auf folgende Kriterien untersucht:

- Ist ein pulsatiler Flow vorhanden?
- Wann tritt die maximale Doppler-Shift auf? Gibt es ein zweites Maximum bei der Vorhofkontraktion?
- Läßt sich ein frühsystolischer RLS nachweisen?

Zeitliche Bezugsgröße war jeweils das mitlaufende EKG.

(Abb. 8)

Zuletzt erfolgte die Durchsicht der Dopplermessungen an der Tricuspidal- und Pulmonalklappe zur Feststellung und Graduierung ggf. vorhandener Turbulenzen.

Die gesamte Auswertung kontrollierte der betreuende Arzt, der auch die doppler-echokardiographische Untersuchung durchführte.

(Abb. 9)

d) Statistik

Mit einem Routineprogramm des Tischrechner Systems HP 9845 B (Hewlett Packard, Böblingen - Stuttgart) wurden die Ergebnisse von neunzehn bzw. siebzehn Patienten ausgewertet. Dabei interessierten uns Korrelation und Regressionsgerade folgender Parameter:

- LRS des HK gegen doppler - echokardiographischen LRS mit Berücksichtigung des Winkels
- LRS des HK gegen doppler - echokardiographischen LRS ohne Berücksichtigung des Winkels
- Doppler - echokardiographischer LRS mit Berücksichtigung des Winkels gegen doppler-echokardiographischen LRS ohne Berücksichtigung des Winkels
- Q_s des HK gegen doppler - echokardiographisches Q_s
- Q_p des HK gegen doppler - echokardiographisches Q_p
- LRS des HK gegen v max an der Tricuspidal- und Pulmonalklappe
- LRS des HK gegen das Verhältnis v max an der Tricuspidalklappe zu v max an der Mitralklappe
- LRS des HK gegen Durchmesser des Truncus pulmonalis
- LRS des HK gegen endsystolischen und enddiastolischen Defektdurchmesser

2. Ergebnisse

a) Eingangsuntersuchung

Die Befunde der Eingangsuntersuchung sind in Tab. 1 zusammengefaßt. Abgesehen von zwei Patienten entsprachen diese den auskultatorisch, röntgenologisch und elektrokardiographisch zu erwartenden Ergebnissen.

Schon aufgrund der körperlichen Untersuchung zeigte es sich, daß das Kind Mayer M., bei dem bei der Herzsondierung im Februar 1980 ein LRS von 32 % errechnet worden war, einen eher kleineren Shunt aufwies. Der doppler-echokardiographische Befund bestätigte diese Vermutung: Der Defekt hatte sich inzwischen fast verschlossen, so daß er zwar bei apikaler Transducerposition noch darstellbar, jedoch bei subcostaler Position nicht mehr meßbar war.

Wie wir den alten Krankenblättern entnehmen konnten, hatten darauf auch vorausgegangene Untersucher schon hingewiesen.

Bei einem zweiten Kind, Huber W., mußten wir das Ergebnis des Herzkatheters vom Oktober 1982 ebenfalls anzweifeln. Auch hier sprachen alle von uns erhobenen Werte gegen den damals errechneten LRS von 28 %. Man muß hier einen wesentlich größeren Shunt annehmen. Dies bestätigten u.a. das echokardiographische Bild des RV, die subcostale Defektgröße und die Blutflußgeschwindigkeiten an den Klappen (Tab. 3).

Die Eltern willigten in die von uns dringend empfohlene Operation nicht ein. Der endgültige Beweis unseres aktuellen Befundes mußte daher leider unterbleiben.

Aus den genannten Gründen erschien es nicht sinnvoll, die Ergebnisse dieser beiden Patienten mit den entsprechenden Herzkatheterdaten zu korrelieren. Die für uns gültigen statistischen Werte wurden daher von den verbleibenden siebzehn Kindern erstellt.

Um möglichst objektiv zu bleiben, sind in Klammern die Zahlen der alle neunzehn Patienten umfassenden statistischen Auswertung angegeben.

(Tab. 1)

Patient	Untersuchungsdatum	KO (m ²)	LRS Hk(./.)	Auskultationsbefund	Röntgenbefund	EKG
Berauer Th. 18.07.1972 männlich	4/82	1.15	4.2	2/VI Systolikum 2. ICR li, leises Tricuspidalströmungsgeräusch, 2. HT breit, fixiert.	verlängerter Kammerbogen, prom. Pulmonalissegment.	Sinusrhythmus, inkompletter Rechtsschenkelblock ohne sichere Volumenbel.
Stadler R. 21.08.1974 männlich	5/84	1.35	35	2/VI Syst. 2. ICR li, evtl. vergr. Herz, leises Tric.-str.-g., Lungengefäßzeich- 2. HT breit, fixiert. nung vermehrt.		Sinusrhythmus, Rechtstyp, ink. Rechtsschenkelblock mit geringer Rechts-Herz-Bel.
Dürtmeier E.-M. 14.07.1973 weiblich	5/84	1.15	24	1/VI Syst. 2. ICR li, Herzgröße obere leises Tric.-str.-g., Norm, Lu.-gef.z. 2. HT fixiert. mäßig vermehrt.		Sinusrhythmus, Re-typ, ink. R'block ohne sichere Volumenbel.
Kratzmeier A. 08.03.1972 weiblich	6/84	1.35	31	1/VI Syst. 2. ICR li, 3/83: Herzgr. o.B., Sinusrhythmus, leises Tric.-str.-g., Lu.-gef.z. gering 2. HT fast gespalten. vermehrt.		Re-typ, ink. R'block mit geringer Re-He-Bel.
Jäger B. 08.10.1978 weiblich	6/84	0.9	37	1 - 2/VI Syst. 2. ICR 3/84: Herz mäßig li, deutl. Tric.-str.-g., vergr., deutl. 2. HT fixiert. Rezirkulations- zeichen, schmale Aorta.		3/84: Sinusrhythmus, Re-typ, ink. R'block mit Re-He-Bel.
Ketisch N.-S. 13.12.1973 weiblich	2/83	1.1	33	Systolikum Grad 2 Herzgr. obere Norm, Sinusrhythmus, Mittel-Steil- 3. ICR li., Tric.-str.-g. Lu.-gef.z. gering typ, ink. R'block mit Rechts- Grad 2, 2. HT fixiert. vermehrt. verspätung.		
Stauffer U. 20.08.1971 weiblich	6/84	1.53	34	1/VI Syst. 2. ICR li, 3/83: Herzgr. o.B., Sinusrhythmus, Mittel- Steiltyp, leises Tric.-str.-g. Lu.-gef.z. nicht ink. R'block mit geringer sicher vermehrt. Re-He-Bel.		
Spiesl P.-P. 11.11.1978 männlich	3/84	0.75	53	Syst. Gr.2 2.-3. ICR Herz gering vergr. Sinusrhythmus, li, Syst.Gr.1-2 über Lu.-gef.z. vermehrt, ink. R'block, AV-Block Mitrallis, deutl. leicht prominentes 1. Grades. Tric.-str.-g., 2. HT Pulmonalissegment. breit, fixiert.		
Matschl K. 31.07.1967 weiblich	6/84	1.45	33	1/VI Syst. 2. ICR li, Herzgr. o.B., Sinusrhythmus, Steiltyp, leises Tric.-str.-g., Lu.-gef.z. vermehrt, ink. R-block ohne siche- 2. HT fixiert. prom.Pulm.-seg. re Belastungszeichen.		

Patient	Untersuchungsdatum	KO (m ²)	LRS HK(./.)	Auskultationsbefund	Röntgenbefund	EKG
Sedlmaier B. 12.07.1975 männlich	4/84	0.95	20	Syst.Gr.1-2 2.-4. ICR 11., mäßiges Tric.str.g., 2. HT nicht fixiert.	gering vergr. Herz, Reizkula- tionszeichen, schmale Aorta.	Re-typ, ink. R'block mit Re-He-Bel., AV-Block 1. Gr.
Klotz V. 15.09.1969 männlich	6/84	1.4	58	1-2/VI Syst. 2. ICR 11, 1-2/VI Tric.str.g., 2. HT fixiert.	3/77: Herz leicht vergrößert, Lu.gef. vermehrt, prom. Pulm.seg., schmale Aorta.	3/77: Re-typ, inkompl. R'block mit Re-Bel., AV-Block 1.Gr.
Wagner S. 09.05.1977 weiblich	2/84	0.8	53	Syst.Gr.2 3. ICR 11, deutl. Tric.str.g., 2. HT fixiert.	Herzgr. obere N., Reizkula- tionszeichen.	Sinusrhythmus, ink. R'block mit Rechtsverspätung, AV-Block 1. Gr.
Weißhaar A. 12.11.1974 weiblich	2/84	1.03	48	Syst.Gr.2.2 ICR 11, Tric.str.g., 2. HT fixiert.	Herzgr. obere N., Lu.gef.z.vermehrt, prom.Pulm.seg.	Sinusrhythmus, ink. R'block, beginnender AV-Block 1. Gr.
Sextl. M. 22.02.1977 weiblich	6/83	0.9	21	Syst. Gr. 2. 2.-4. ICR 11, Tric.str.g., 2. HT fixiert.	Herzgr. o.B., leichte Re- zirkulationszeich.	Sinusrhythmus, Re-typ, ink. R'block mit geringen Bel.- zeichen.
Engel St. 15.11.1978 männlich	6/84	0.65	48	Syst. Gr. 2-3 4. ICR 11., lautes Tric.str.g., 2. HT fixiert.	Herz vergrößert, Reizk.-zeich., schmale Ao.	Sinusrhythmus, Re-Typ, ink. R'block mit deutlichen Belastungszeichen.
Tachias P. 21.06.1977 männlich	10/83	0.75	29	2/VI Syst. 2. ICR 11, deutl. Tric.str.g., 2. HT fixiert.	Herz mäßig vergr., Lu.gef.z. mäßig vermehrt.	Sinusrhythmus, ink. R'block ohne sichere Belastungszeichen.
Mölle J. 14.02.1974 weiblich	9/84	1.05	41	Syst.-Gr. 2 2.-3. ICR 11, lautes Tric.str.g., 2. HT breit, wenig variab.zirk.zeichen.	Herzgr. obere N., keine sicheren Re- zirk.zeichen.	Sinusrhythmus, Steiltyp, ink. R'block mit Re-verspät.
Mayer M. 21.08.1973 männlich	2/84	1.1	32	Syst.Gr.2 2.-3. ICR 11, Tric.str.g. Gr. 1-2, 2. HT ger. variab.	o.B.	Sinusrhythmus, überdrehter Rechtstyp, ink. R'block m. Re-He-Bel.
Huber W. 02.09.1977 männlich	1/84	0.9	28	1/VI Syst. 2. ICR 11, lautes Tric.str.g., 2. HT fixiert.	5/82: Herz ger.vergr., Reizk.zeichen, prom Pulm.seg., schmale Ao.	Sinusrhythmus, Rechtstyp, ink. R'block mit mäßiger Re-Bel.

b) Bestimmung des LRS

Der Vergleich des doppler - echokardiographisch errechneten winkelkorrigierten LRS mit dem LRS der Herzkatheteruntersuchung erbrachte folgende Korrelation:

$$\begin{aligned} r &= 0.93 \text{ (Korrelationskoeffizient)} \\ y &= -0.78 + 1.10 \cdot x \text{ (Regressionsgerade)} \\ (r &= 0.75; y = 0.42 + 1.06 \cdot x) \end{aligned}$$

Dies zeigt, daß die Ergebnisse beider Verfahren nahezu übereinstimmen.
(Abb. 10)

Eine ähnlich hohe Korrelation erhielten wir, wenn wir bei der doppler-echokardiographischen Bestimmung des LRS den Winkel nicht miteinbezogen:

$$\begin{aligned} r &= 0.94; y = 4.86 + 1.03 \cdot x \\ (r &= 0.73; y = 5.71 + 0.99 \cdot x) \end{aligned}$$

Ein Vergleich der beiden doppler-echokardiographisch berechneten Shuntgrößen (einmal mit, einmal ohne Winkel) erbrachte weitgehend ähnliche Werte:

$$\begin{aligned} r &= 0.99; y = 6.62 + 0.91 \cdot x \\ (r &= 0.99; y = 4.62 + 0.95 \cdot x) \end{aligned}$$

Dies würde bedeuten, daß es nicht notwendig ist, den Winkel unter dem der Ultraschallstrahl den Blutstrom trifft, zu beachten. Es ließ sich jedoch zeigen, daß dies nur für kleine Winkel gilt: lag der Winkel bei der Bestimmung des Minutenvolumens des großen Kreislaufs unter 20°, so waren die winkelkorrigierten Werte nur um 2,6 % - 4,5 %, im Mittel um 3,3 %, höher als die nicht korrigierten. Ab einer Größe von 20° unterschieden sie sich aber um 5,6 % - 15,3 %, im Mittel um 10,5 %.

Die Winkel zur Berechnung des Minutenvolumens des kleinen Kreislaufs blieben immer unter 20°; demnach wichen winkelkorrigierte von nicht winkelkorrigierten Werten nur um 1,4 % - 5,7 %, im Mittel um 2,6 %, voneinander ab.

Die zur Berechnung des LRS notwendigen Einzelgrößen Q_s und Q_p zeigten im Vergleich zu den Herzkatheterdaten allerdings eine schlechte Übereinstimmung.

Die doppler-echokardiographisch bestimmten Minutenvolumina des großen Kreislaufes (winkelkorrigiert) korrelierten kaum mit den Werten des Herzkatheters:

$$r = 0.16; y = 3.04 + 0.09 x$$

$$(r = 0.16; y = 3.11 + 0.11 x)$$

Geringfügig bessere Ergebnisse zeigten sich beim Vergleich der Minutenvolumina des kleinen Kreislaufes:

$$r = 0.35; y = 2.27 + 0.61 x$$

$$(r = 0.33; y = 2.31 + 0.64 x)$$

Die mittleren Minutenvolumina beider Kreisläufe unterschieden sich jedoch nur unwesentlich:

HK:	3.9 (3,9) 1/min/m ²	(2.6 1/min/m ² - 8.2 1/min/m ²)	für Qs
D-E:	3.4 (3,4) 1/min/m ²	(2.3 1/min/m ² - 5.7 1/min/m ²)	
HK:	6.1 (6,1) 1/min/m ²	(3.8 1/min/m ² - 10.2 1/min/m ²)	für Qp
D-E:	6.0 (6,0) 1/min/m ²	(3.7 1/min/m ² - 14.6 1/min/m ²)	

Der Vergleich der echokardiographisch bestimmten Durchmesser des Truncus pulmonalis und der Aorta ascendens mit den angiographischen Werten war unergiebig. Von den neunzehn auszuwertenden Patienten fehlten allein bei neun (Truncus pulmonalis) bzw. acht (Aorta ascendens) Patienten, entsprechend 47 % bzw. 42 %, die angiographische Darstellung des jeweiligen Gefäßes.

Für die verbleibenden zehn bzw. elf Kinder hielten wir eine statistische Auswertung für nicht mehr relevant, zumal der Zeitpunkt der Angiographie z.T. mehrere Jahre (1 d - 4 J 2 Mon: im Mittel 1,7 J) zurücklag.

Alle Ergebnisse sind in Tab. 2 im einzelnen aufgeführt.

(Tab. 2)

Patient	LRS HK (%) Datum	LRS D.-E. mit Winkel %	LRS D.-E. ohne Winkel %	HK Q_B Q_P 1/min/m ²	D.-E. m.W. Q_B Q_P 1/min/m ²	D.-E. o.W. Q_B Q_P 1/min/m ²	d Aorta ascendens: 2-D, Angio. cm	d Truncus pulmonalis: 2-D, Angio. cm
B.T.	4.2 4/82	5	14	3.7 3.8	3.6 3.8	3.2 3.7	2.2 2.0	2.3 2.2
S.R.	35 8/81	31	38	2.8 4.4	2.9 4.2	2.6 4.2	2.0 2.0	2.0 1.7
D. E.-M.	24 4/82	31	34	4.4 5.9	4.0 5.8	3.7 5.6	2.0 1.6	2.1 1.9
K.A.	31 3/83	30	31	2.7 3.9	3.2 4.6	3.1 4.4	2.1 2.1	2.0 —
J.B.	37 5/82	45	45	4.8 7.7	3.2 5.8	3.1 5.6	1.5 1.0	1.6 1.4
K. N.-S.	33 11/79	30	38	3.6 5.5	3.0 4.3	2.6 4.2	1.7 —	1.9 —
S.U.	34 4/80	39	39	3.1 4.8	3.4 5.6	3.1 5.1	2.2 1.6	2.1 1.5
S. P.-P.	53 6/84	55	56	3.2 6.8	3.9 8.7	3.8 8.7	1.5 —	1.9 —
M.K.	33 3/77	43	44	4.1 6.2	2.3 4.0	2.2 3.9	1.8 —	2.1 —
S.B.	20 1/83	19	23	8.2 10.2	3.8 4.7	3.6 4.7	1.8 1.9	2.0 1.9
K.V.	58 10/74	61	65	2.6 6.2	2.7 7.0	2.4 6.9	2.1 —	2.7 —
W.S.	53 2/84	61	61	3.8 8.3	4.0 10.2	3.9 9.9	1.8 1.6	2.6 2.2
W.A.	48 2/84	53	56	3.5 6.6	3.2 6.8	2.9 6.6	1.9 1.9	2.5 2.4
S.M.	21 4/82	30	29	5.0 6.4	3.0 4.3	2.9 4.1	1.6 —	1.6 —
E.S.	48 7/84	61	63	3.4 6.6	5.7 14.6	5.4 14.4	1.6 —	2.0 —
T.P.	29 7/82	16	21	4.1 5.7	3.6 4.3	3.3 4.2	1.7 1.5	1.7 1.8
M.J.	41 9/84	39	43	2.9 4.9	2.3 3.7	2.0 3.5	1.5 1.7	1.5 1.7
M.M.	32 2/80	0	0	3.8 5.7	5.0 5.0	4.7 4.8	2.0 —	2.2 —
H.W.	28 10/82	62	65	4.6 6.3	4.2 11.1	3.9 11.0	1.7 —	2.0 —

Tab. 2: Ergebnisse der LRS-Bestimmung

c) Maximale Blutflußgeschwindigkeiten

Ein linearer Zusammenhang zwischen Größe des Shunttes und Blutflußgeschwindigkeit konnte nicht nachgewiesen werden.

Der Korrelationskoeffizient $v_{\max}$ an der Tricuspidalklappe zu dem mit HK errechneten LRS betrug:

$$r = 0.50; y = 0.59 + 0.01 x$$

$$(r = 0.52; y = 0.58 + 0.01 x)$$

Das Verhältnis $v_{\max}$ an der Tricuspidalklappe zu $v_{\max}$ an der Mitralklappe zeigte ebenfalls eine nur mäßige Abhängigkeit zum LRS des Herzkatheters:

$$r = 0.41; y = 0.59 + 0.005 x$$

$$(r = 0.40; y = 0.58 + 0.005x)$$

Dies gilt auch für den Vergleich $v_{\max}$ im Truncus pulmonalis zum LRS des Herzkatheters:

$$r = 0.46; y = 0.89 + 0.01 x$$

$$(r = 0.34; y = 0.98 + 0.01 x)$$

Auf eine statistische Auswertung der Messungen an den Klappen des linken Herzens wurde verzichtet, da dort die Wahrscheinlichkeit eines positiven Zusammenhangs zwischen Blutflußgeschwindigkeit und LRS noch geringer ist.

Anhand einer Gegenüberstellung von unseren Ergebnissen ($n = 17$) mit den Blutflußgeschwindigkeiten an den Herzklappen gesunder Kinder gleichen Alters ließ sich dennoch die Aussagekraft dieses Parameters darlegen:

In sechzehn Fällen von siebzehn überstiegen die Blutflußgeschwindigkeiten an der Tricuspidalklappe unserer Patienten den entsprechenden mittleren Normalwert, bei fünfzehn von siebzehn Kindern galt dies für die Messungen im Truncus pulmonalis. $v_{\max}$ an der Mitralklappe lag in drei Fällen niedriger als der gemittelte Normalwert und $v_{\max}$ in der Aorta ascendens unterschritt ihn bei vierzehn von siebzehn untersuchten Patienten.

(Normalwerte nach Dr. K.-D. Müller, Deutsches Herzzentrum München, 1984: $v_{\max}$ Tric. 25 - 109 cm/sec, $\overline{47}$ cm/sec; $v_{\max}$ Tr.pulm. 71 - 140 cm/sec, $\overline{96}$ cm / sec; $v_{\max}$ Mitr. 52 - 150 cm/sec, $\overline{96}$ cm/sec; $v_{\max}$ Ao asc. 78 - 205 cm/sec. $\overline{136}$ cm/sec.).

Das Verhältnis $v_{\max}$ Tric. zu $v_{\max}$ Mitr. übertraf in dreizehn Fällen von siebzehn den in der Literatur angegebenen Normalwert von 0.6 (16).

Im einzelnen können diese Werte Tab. 3 entnommen werden.

(Tab. 3)

Patient	LRS HK (./.)	Tricuspidal- klappe $v_{\max}$ (m/sec)	Mitral- klappe $v_{\max}$ (m/sec)	Truncus pulm. $v_{\max}$ (m/sec)	Aorta asc. $v_{\max}$ (m/sec)	Tric.kl Mitr.kl $v_{\max}$ (m/sec)	Defektdurchmesser endsysto- lisch (cm)	enddiastolisch (cm)
B.T.	42	0.42	0.93	0.8	1.07	0.45	0	0
S.R.	35	0.58	1.03	1.13	1.14	0.56	0.9	0.76
D. E.-M.	24	0.81	1.16	1.64	1.34	0.7	1.15	0.98
K.A.	31	0.61	0.85	0.89	1.09	0.72	0.89	0.62
J.B.	37	1.02	1.17	1.99	1.36	0.87	1.41	1.15
K. N.-S.	33	0.74	1.26	1.19	1.28	0.58	0.73	0.42
S.U.	34	0.79	1.38	1.26	1.29	0.57	1.18	0.94
S. P.-P.	53	1.01	1.05	1.84	1.18	0.96	2.19	1.47
M.K.	33	1.07	0.96	1.61	1.08	1.11	1.62	1.28
S.B.	20	0.77	0.92	1.03	1.10	0.84	1.28	1.06
K.V.	58	0.77	1.12	1.39	1.09	0.69	2.22	1.59
W.S.	53	0.86	0.96	1.06	0.98	0.9	1.77	1.62
W.A.	48	0.74	1.03	1.27	1.16	0.72	1.44	1.20
S.M.	21	0.77	1.06	1.24	1.06	0.73	1.14	0.82
E.S.	48	1.03	1.19	2.34	1.36	0.87	1.69	1.26
T.P.	29	0.92	1.11	1.09	1.21	0.83	1.41	1.0
M.J.	41	0.91	1.12	1.69	1.38	0.81	1.66	1.22
M.M.	32	0.74	1.21	0.84	1.21	0.61	0	0
H.W.	28	0.68	0.88	2.33	1.38	0.78	1.9	1.37

Tab. 3: Ergebnisse der maximalen Blutflußgeschwindigkeitsmessungen und der Bestimmung der subcostalen Defektdurchmesser

d) Durchmesserbestimmung des Defektes und des Truncus pulmonalis

Erwartungsgemäß ergab sich eine deutliche Übereinstimmung zwischen der Größe des echokardiographisch bestimmten subcostalen Defektdurchmessers und der Höhe des LRS.

Die endsystolischen Werte (1) zeigten dabei eine geringfügig bessere Korrelation als die enddiastolischen (2):

$$(1) r = 0.83; y = 0.19 + 0.03 x$$

$$(2) r = 0.81; y = 0.16 + 0.02 x$$

(Abb. 11)

In Tab. 3 sind die Meßergebnisse jedes einzelnen Patienten aufgeführt.

Die echokardiographisch gemessene Weite des Truncus pulmonalis (Tab. 2) hingegen ließ keinen eindeutigen Zusammenhang zum Ausmaß des LRS erkennen:

$$r = 0.73; y = 0.93 + 0.03 x$$

$$(r = 0.71; y = 0.99 + 0.03 x)$$

e) Doppleruntersuchungen im Defekt bei apikaler Darstellung

Diese Ergebnisse beziehen sich auf nur vierzehn Patienten:

Bei vier Kindern war es aus technischen Gründen nicht möglich, die Spektralkurve der Dopplershift aufzuzeichnen; in einem weiteren Fall konnte das Vitium echokardiographisch bei dieser Transducerposition nicht dargestellt werden.

Ein pulsatiler Flow ließ sich bei den verbliebenen Patienten immer nachweisen.

Die maximale Dopplershift, d.h. der größte Blutstrom, trat bei zwölf Kindern am Ende der T-Welle des EKG, also endsystolisch, auf.

In einem Fall zeigte sich das Maximum in der Mitte der T-Welle; bei einem weiteren Patienten ließen sich zwei Gipfel erkennen, nämlich am Anfang und am Ende der T-Welle.

Die Vermutung eines erneuten Anstiegs des Blutflusses durch den Defekt am Ende der Vorhofkontraktion bestätigte sich bei neun Kindern. Bei einem Patienten war dieses zweite Maximum schon in der Mitte der P-Welle zu beobachten, bei einem weiteren Patienten erschien es fraglich. In den restlichen drei Fällen fehlte dieses Merkmal.

Ein frühsystolischer RLS konnte mit Sicherheit bei nur sechs Kindern nachgewiesen werden. In einem Fall trat kein RLS auf, bei den übrigen Patienten ließ sich ein möglicherweise vorhandener frühsystolischer RLS nicht eindeutig von ähnlich aussehenden technisch bedingten Phänomenen unterscheiden.

(Abb. 12)

In Tab. 4 sind diese vier Kriterien für jeden Patienten im einzelnen aufgeführt.

(Tab. 4).

Patient (./.)	LRS HK	Doppler im Defekt von apikal				Turbulenzen		
		pulsatil	f _{max1}	f _{max2}	frühsyst. RLS	Tricuspi- dalklappe	Pulmon- klappe	
B.T.	4.2		nicht darstellbar				—	—
S.R.	35	+	Ende 'T'	Mitte 'p'	+	++	++	
D. E.-M.	24		keine Aufzeichnung möglich				+	+
K.A.	31	+	Mitte 'T'	Ende 'p'	+	+	+	
J.B.	37		keine Aufzeichnung möglich				+	+
K. N.-S.	33	+	Ende 'T'	—	—	+	+	
S.U.	34	+	Ende 'T'	—	+?	+	+	
S. P.-P.	53	+	Ende 'T'	Ende 'p'	+?	++	++	
M.K.	33		keine Aufzeichnung möglich				+++	+
S.B.	20	+	Ende 'T'	Ende 'p'	+?	+(+)	+	
K.V.	58	+	Ende 'T'	Ende 'p'	+?	+	+	
W.S.	53	+	Ende 'T'	Ende 'p'?	+	+++	+++	
W.A.	48	+	Ende 'T'	—	+	++	+	
S.M.	21		keine Aufzeichnung möglich				++	++
E.S.	48	+	Ende 'T'	Ende 'p'	+?	+++	+++	
T.P.	29	+	Ende 'T'	Ende 'p'	+	++	fehlt	
M.J.	41	+	Ende 'T'	Ende 'p'	+?	++	++	
M.M.	32	+	Anfang, Ende 'T'	Ende 'p'	+?	+	+	
H.W.	28	+	Ende 'T'	Ende 'p'	+	++	++ (+)	

Tab. 4: Ergebnisse der Doppleruntersuchungen im Defekt (apikale Darstellung), an der Tricuspidal- und Pulmonalklappe

f) Turbulenzen des Blutstromes an der Tricuspidal- und Pulmonalklappe

Ein verbreitertes Frequenzspektrum, d.h. ein turbulenter Flow, fehlte in nur einem Fall. Dieser Patient hatte einen vernachlässigbaren LRS von 4.2 %.

Die Einteilung der Turbulenzstärke (gering +, mäßig ++, stark +++) war nicht objektivierbar. Sie schien jedoch von der Höhe des LRS abhängig zu sein. Dieser Zusammenhang ist im einzelnen Tab. 4 zu entnehmen.

(Abb. 13, 14)

g) Bestimmung der Minutenvolumina bei herzgesunden Kindern

Die geringe Anzahl der untersuchten Kinder ohne Shuntvitium (3) läßt keinen endgültigen Schluß auf die Genauigkeit der Methode zu.

Unsere Shuntbestimmungen erbrachten in keinem Fall das zu erwartende Ergebnis von 0 %. Wir errechneten einmal 3 % RLS und zweimal 9 % RLS, allerdings ohne eine Winkelkorrektur vorgenommen zu haben.

Die jeweiligen Werte sind in Tab. 5 zusammengestellt.

(Tab. 5)

Patient	U'datum	KO (m ²)	Q _s (l/min/m ²)	Q _p (l/min/m ²)	Shunt D.-E. (./.)
Fischer- Rohn B. 4.9.74 männlich	9/84	1.1	3.3	3.2	RLS 3
Fahrmeyer F. 18.2.74 männlich	9/84	1.1	3.4	3.1	RLS 9
Szendrei K. 18.3.78 weiblich	9/84	0.9	3.5	3.2	RLS 9

Tab. 5: Ergebnisse der doppler-echokardiographischen Untersuchung herz-
gesunder Kinder

3. Diskussion

a) Quantitative LRS - Bestimmung beim Vorhofseptumdefekt vom Sekundumtyp durch Doppler-Echokardiographie

Die zweidimensionale echokardiographische Darstellung des interatrialen Septums und die Unterscheidung seiner pathologischen Veränderungen wurde noch gegen Ende der siebziger Jahre als schwierig angesehen. Silverman gelang es 1977 nicht, Vorhofseptumdefekte vom Sekundumtyp im apikalen Vier-Kammer-Blick eindeutig zu differenzieren (46).

Biermann und Lange empfahlen ein Jahr später die subcostale Transducerposition als bislang beste Möglichkeit zur Diagnostik des IAS (6, 7, 26).

Bis zum Anfang der 80iger Jahre finden sich Berichte über bestehende Schwierigkeiten, einen echten Vorhofseptumdefekt von falsch positiven Ergebnissen, den sog. "drop outs", zu unterscheiden (18, 27, 40). Als diagnostische Hilfen werden paradoxe Septumbewegungen und ein vergrößerter rechter Vorhof und rechter Ventrikel erwähnt.

Erstmals 1980 wurde der Versuch einer quantitativen Bestimmung des Schweregrades eines ASD II mit zweidimensionaler Echokardiographie unternommen. Jedoch zeigte der Vergleich der prozentualen Defektlänge mit den Shuntberechnungen des Herzkatheters noch keine befriedigenden Ergebnisse (48). Auch die Untersuchungen von Scharf zwei Jahre später ergaben keine wesentlichen Verbesserungen (41). Erst die gute Übereinstimmung von subcostal bestimmter Defektlänge mit dem durch Herzkatheter ermittelten Ausmaß des LRS läßt seit kurzer Zeit eine quantitative Aussage über die hämodynamische Wirksamkeit des ASD II durch die zweidimensionale Echokardiographie zu (31).

Unter Einbeziehung einer neuen Technik, dem Doppler-Verfahren, wurden die bisherigen Untersuchungen nun fortgesetzt. Die Möglichkeit der dopplerechokardiographischen LRS-Bestimmung verbessert den Aussagewert der nicht-invasiven Diagnostik bei ASD II-Patienten erheblich.

Unsere Ergebnisse zeigen eindeutig, daß diese Methode eine zuverlässige Beurteilung des LRS zuläßt. Eine Korrelation von $r = 0.93$ bedeutet eine sehr hohe Übereinstimmung der Vergleichsgruppen, zumal die Anzahl der Patienten eher gering war.

Dieses Resultat wird von mehreren Autoren bestätigt:

1982 verglich Alverson invasiv und nicht invasiv bestimmtes cardiac output von Kindern mit unterschiedlichen Herzfehlern und fand eine erstaunlich gute Korrelation von $r = 0.98$ (2).

Untersuchungen von Goldberg, Sanders, Kitabatake und Valdez-Cruz zeigten ähnliche Ergebnisse (14, 23, 39, 50).

Andere Autoren beschrieben die Zuverlässigkeit der Doppler-Echokardiographie zur nicht invasiven Ermittlung des cardiac output bei herzkranken Erwachsenen (21, 22, 28).

In diesem Zusammenhang möchten wir darauf hinweisen, daß in der Literatur zur Berechnung der Minutenvolumina verschiedentlich auch eine andere Gleichung angewandt wird: (2, 18, 45, 50):

$$Q_{s/p} = \bar{v}_{s/p} \times A_{s/p} \times 60 \text{ (l/min)}$$

Der Unterschied besteht lediglich darin, daß man zur Ermittlung von v nicht nur über das systolische Zeitintervall der Doppler-Spektralkurve integriert, sondern über einen ganzen Herzzyklus.

Beide Formeln können demnach zur Errechnung eines Volumenstromes pro Zeiteinheit beliebig eingesetzt werden (14, 21, 22).

Die Schwierigkeiten des nicht invasiven Diagnoseverfahrens liegen hauptsächlich in der Bestimmung der Gefäßquerschnittsflächen. In der Regel können die Begrenzungen der Aorta ascendens echokardiographisch gut dargestellt werden, die Gefäßwand des Truncus pulmonalis ist jedoch häufig nur schlecht von Lungengewebe zu unterscheiden. Dies stellt man vor allem bei älteren Kindern und bei großen Septumdefekten mit einem stark erweiterten Truncus pulmonalis fest.

(Abb. 15)

Darauf weisen auch andere Untersuchungen hin:

Goldberg verglich 1982 das echokardiographisch bestimmte Herzminutenvolumen des großen und kleinen Kreislaufes einzeln mit den invasiv gewonnenen Werten und stellte fest, daß die Gegenüberstellung von Q_s eine wesentlich bessere Korrelation aufwies ($r = 0.91$) als Q_p ($r = 0.72$).

Ermittelte man die Gefäßquerschnittsfläche angiographisch, so stieg das Verhältnis $Q_p : Q_s$ den Herzkatheterdaten gegenübergestellt von $r = 0.86$ auf $r = 0.94$ (14).

Sanders konnte diese Ergebnisse nicht nachvollziehen. Er berichtete über einen Korrelationskoeffizienten von $r = 0.88$ beim Vergleich der Herzminutenvolumina des kleinen Kreislaufes. Dagegen war die Übereinstimmung von nicht invasiv und invasiv ermitteltem Q_s mit einem Korrelationskoeffizienten von $r = 0.78$ etwas geringer. Trotzdem weist er auf die Schwierigkeiten der exakten Durchmesserbestimmung des Truncus pulmonalis hin (39).

Darüberhinaus bestätigten neuere Untersuchungen, daß sich der Durchmesser der Aorta ascendens und das Truncus pulmonalis während der Herzaktion erheblich ändern kann (9, 47). Daniels spricht von einem dadurch bedingtem relativen Berechnungsfehler von 5 - 25 %. Um diesen Fehler möglichst klein zu halten, bestimmten wir die Gefäßflächen immer endsystolisch, in der Annahme, daß zu diesem Zeitpunkt der ermittelte Wert dem wahren Wert am ehesten entspricht. In jedem Fall muß die Messung im Verlauf der Systole erfolgen, da auch die mittlere Geschwindigkeit $\bar{v}$ während dieser Herzphase bestimmt wird (2, 14, 21, 23, 28, 39).

Keine Einigkeit besteht bisher in der Literatur über die geeignetste Lokalisation, um die Messung von $\bar{v}$ und der Gefäßfläche, vorzunehmen. Denn, wie aus der Gleichung hervorgeht, sollten beide Größen an derselben Stelle bestimmt werden. Zusätzlich muß an diesem Meßpunkt sowohl eine gute echokardiographische Darstellbarkeit der Gefäßfläche, als auch ein möglichst flaches Geschwindigkeitsprofil vorhanden sein. Letzteres konnte jedoch für keinen der vorgeschlagenen Meßpunkte eindeutig nachgewiesen werden.

Wir entschieden uns dafür, die Messungen für beide Kreisläufe unmittelbar distal der Sinus valsalvae vorzunehmen. Dies schlägt auch Goldberg in seiner Untersuchung 1982 vor (14). Allerdings enthält das so ermittelte Q_s dann nicht den Koronarienfluß.

Sahn und Ihlen bestimmten den Aortendurchmesser auf Klappenhöhe (22, 38). Fisher umging diese Problematik mit der sog. "mitral valve orifice" - Methode, bei der er alle Bestimmungen für Q_s an der Mitralklappe vornimmt (13).

Kitabatake dagegen zieht zur Ermittlung von Q_p den rechtsventrikulären Ausflußtrakt dem Truncus pulmonalis vor (23).

Das sample volume zur Bestimmung von $\bar{v}$ kann nach Ergebnissen von Fisher beliebig plaziert werden (12). Üblicherweise wird jedoch eine zentrale Position angestrebt.

Für unsere Untersuchung lag eine weitere Fehlerquelle in der Bestimmung der mittleren Geschwindigkeit $\bar{v}$ vor:

Das manuelle Abgreifen der Frequenzkurven entlang der dunkelsten Grauzone enthält eine gewisse Ungenauigkeit. Dies entfällt bei der computer-gesteuerten Errechnung von $\bar{v}$; inzwischen enthalten einige Doppler-Echokardiographiegeräte diese Funktion.

Darüberhinaus kann dieses Verfahren der nicht invasiven Shuntbestimmung meist nicht angewandt werden, wenn kombinierte Herzfehler vorliegen. So entspricht beispielsweise bei einer insuffizienten Taschenklappe der systolische Flow nicht dem Schlagvolumen (21).

Im Übrigen weisen verschiedene Autoren darauf hin, daß der Winkel zwischen Ultraschallstrahl und Blutflußrichtung möglichst klein gehalten werden muß (2, 39, 44).

Dies bestätigen unsere Ergebnisse:

Bei Überschreiten eines Winkelgrades von etwa 20° ermittelten wir eine nicht mehr vertretbare Fehlerbreite von 10,5 %. Daher muß auf einen möglichst kleinen Winkel geachtet werden, sofern eine Winkelkorrektur nicht durchführbar ist.

Die schlechte Übereinstimmung der doppler-echokardiographisch bestimmten Werte von Q_s und Q_p mit den Größen des Herzkatheters läßt sich aus dem meist großen zeitlichen Abstand zwischen den beiden Methoden erklären. Die Mittelwerte aus beiden Verfahren zeigen jedoch, daß es sich bei den nichtinvasiven Meßwerten um realistische Volumina handelt.

Zusammenfassend kann man feststellen, daß die nicht invasive doppler-echokardiographische LRS-Bestimmung bei Patienten mit ASD II vergleichbar zuverlässige Ergebnisse wie ein invasives Diagnoseverfahren erzielt. Die doppler-echokardiographische Methode erfordert zwar eine ausreichende Erfahrung des Untersuchers, um eine zuverlässige Aussage treffen zu können; sie ist jedoch schnell durchführbar und vollkommen unbelastend für den Patienten.

Zur Überprüfung der Fehlerbreite unserer Methode bestimmten wir das Herzminutenvolumen des kleinen und großen Kreislaufes bei gesunden Kindern. Wir fanden einen mittleren Fehler von 7 %; dies entspricht ungefähr der Genauigkeit der Shuntberechnung mittels Herzkatheter. Einschränkend muß gesagt werden, daß wir darüber keine endgültige Aussage treffen wollen, da die Anzahl der untersuchten gesunden Kinder zu gering war.

b) Zusammenhang der maximalen Blutflußgeschwindigkeiten an den Herzklappen mit der Shuntgröße

Der geringe lineare Zusammenhang zwischen $v_{\max}$ an der Tricuspidalklappe bzw. im Truncus pulmonalis und dem LRS des Herzkatheters läßt keinen direkten Rückschluß dieses nicht invasiv bestimmten Parameters auf die hämodynamische Wirksamkeit des Defektes zu. Er kann jedoch als zusätzliches Kriterium zur Beurteilung des Schweregrades des Vitiums herangezogen werden.

(Abb. 16)

Der Vergleich der Maximalgeschwindigkeiten an den vier Herzklappen mit den Werten herzgesunder Kinder zeigt deutlich, daß der überwiegende Teil der Patienten die mittleren Normalgeschwindigkeiten an den Klappen des rechten Herzens überschreitet bzw. in der Aorta ascendens unterschreitet. Dabei scheinen der Mitralklappe und dem Verhältnis aus den Maximalgeschwindigkeiten von Tricuspidal- und Mitralklappe die geringste Bedeutung zuzukommen.

c) Korrelation des subcostalen Defektdurchmessers zum LRS des Herzkatheters

Die endsystolische und enddiastolische Ermittlung des subcostalen Defektdurchmessers stellte eine direkte Fortsetzung der von Müller 1983 durchgeführten Untersuchung dar (31). Unsere Korrelationskoeffizienten ($r = 0.83$ endsystolisch und $r = 0.81$ enddiastolisch) differieren geringfügig von den Ergebnissen der vorangegangenen Arbeit ($r = 0.76$ endsystolisch und $r = 0.89$ enddiastolisch).

Dieser Unterschied ergibt sich aus der um vierzehn Kinder geringeren Patientenzahl der jetzigen Untersuchung. Man muß davon ausgehen, daß bei gleichen Patientenzahlen, d.h. bei gleichen statistischen Bedingungen, die Übereinstimmung noch größer gewesen wäre.

Wir können daher die Angaben von Müller bestätigen: er setzt einen subcostalen Defektdurchmesser > 15 mm einen LRS > 40 % gleich. Daraus leitet sich eine Operationsindikation ab. Ein Durchmesser < 11 mm entspräche einem LRS < 30 % und kann demnach konservativ behandelt werden.

d) Blutflußverhältnisse im Defekt

1975 führte Alexander tierexperimentelle Untersuchungen zu den Blutflußverhältnissen bei Vorhofseptumdefekten während des Herzzyklus durch. Er stellte fest, daß der Flow durch den Defekt exakt den Druckverhältnissen in den beiden Herzhälften entspricht: Der maximale Blutfluß am Ende der Systole fällt zur Diastole hin ab, um während der enddiastolischen Vorhofkontraktion noch einmal anzusteigen. Frühsystolisch tritt ein RLS auf (1).

Hatle bestätigte diese Ergebnisse (16). Müller konnte mit der Bild- für Bild-Analyse des Defekts sowohl das endsystolische Maximum als auch den frühsystolischen RLS, jedoch keine enddiastolische Vergrößerung des Defektdurchmessers nachweisen (31).

Mit unseren Doppleruntersuchungen im Defekt von apikal ließ sich zeigen, daß das größte Blutvolumen den Defekt am Ende der Systole passiert. Über einen zweiten Flowanstieg während der Vorhofkontraktion kann man noch keine sichere Aussage treffen. Wir neigen zu der Ansicht, daß ein enddiastolischer Anstieg des Blutflusses im Defekt vorhanden ist, da bei mehr als der Hälfte der Patienten dieses Phänomen zu beobachten war. Das Auftreten eines frühsystolischen RLS können wir nicht eindeutig bestätigen.

e) Blutflußverhältnisse an der Tricuspidal- und Pulmonalklappe

Durch eine vermehrte Volumenbelastung des rechten Herzens ließen sich erwartungsgemäß bei allen Patienten turbulente Strömungsverhältnisse an den betroffenen Klappen feststellen.

Es war uns jedoch nicht möglich, die Turbulenzstärke objektiv zu graduieren. Deshalb konnte keine verlässliche Gegenüberstellung von Shuntausmaß und Größe der Turbulenzen erfolgen. Ein direkter Rückschluß von diesem Parameter auf die hämodynamische Wirksamkeit des Defektes ist also noch nicht gegeben, das Ausmaß der Turbulenzen ist jedoch als diagnostische Stütze gut verwendbar.

4. Zusammenfassung

In dieser Studie wurde ein nicht invasives Diagnoseverfahren zur quantitativen Beurteilung des Schweregrades eines ASD II ausgearbeitet.

In Anbetracht unserer Ergebnisse kann festgestellt werden, daß die doppler-echokardiographische Methode einen zuverlässigen Befund bei ASD II - Patienten ermöglicht. Sie ist zudem risikofrei, schnell und jederzeit durchführbar.

Der LRS, gemessen in Prozent des kleinen Kreislaufvolumens, stellt dabei den aussagekräftigsten Parameter dar. Unsere Ergebnisse zeigen, daß das Shuntvolumen nicht invasiv eindeutig ermittelt werden kann. Technische Schwierigkeiten, beispielsweise die exakte Durchmesserbestimmung des Truncus pulmonalis, können dabei allerdings auftreten; sie sind jedoch eher selten. Wenige methodische Ungenauigkeiten, wie die Berechnung der mittleren Blutflußgeschwindigkeit durch manuelles Integrieren, bedürfen noch einer Verbesserung.

Zur Sicherung der Diagnose sollten daneben auch andere doppler-echokardiographisch ermittelte Größen herangezogen werden:

Die maximalen Blutflußgeschwindigkeiten an den Herzklappen lassen mit Ausnahme der Mitralklappe eine Abhängigkeit zur hämodynamischen Wirksamkeit des Vitiums erkennen, den wir statistisch aber nicht belegen konnten. Der subcostale Defektdurchmesser steht in linearem Zusammenhang zum Shuntausmaß und ist somit ein zweiter, quantitativer Parameter.

Die Strömungsverhältnisse an der Tricuspidal- und Pulmonalklappe geben dem erfahrenen Untersucher einen weiteren Hinweis auf den Schweregrad des Defektes. Bisher lassen sie sich jedoch nicht objektivieren.

Unsere Doppleruntersuchungen bezüglich der Blutflußverhältnisse im Defekt während des Herzzyklus bestätigen weitgehend die Ergebnisse vorangegangener Studien: Endsystolisch passiert das größte Blutvolumen den Defekt, ein zweites Maximum tritt wahrscheinlich während der Vorhofkontraktion auf. Ein frühsystolischer RLS konnte nicht eindeutig nachgewiesen werden.

Man kann demnach davon ausgehen, daß die Diagnostik von ASD II-Patienten nun in der Regel ausschließlich nicht invasiv vorgenommen werden kann. Der doppler-echokardiographische Befund läßt meist eine eindeutige Aussage zum therapeutischen Vorgehen zu.

Ein Vorschlag für ein zukünftiges Untersuchungs- und Auswertungsschema ist dieser Studie angefügt (Abb. 17 und 18).

IV. Abbildungen

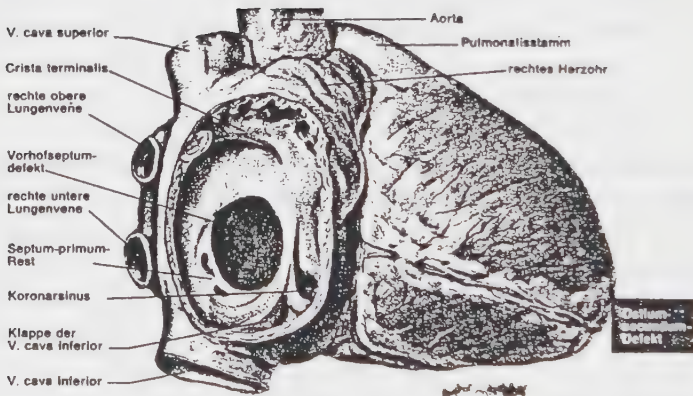


Abb. 1

Vorhofseptumdefekt vom Sekundumtyp.

(aus F.H. Netter, Farbatlanten der Medizin, Herz)

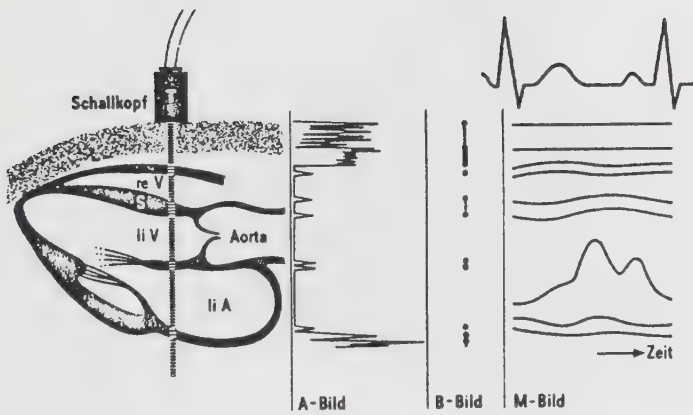


Abb. 2

Gegenüberstellung der verschiedenen Bildverfahren der
Ultraschalluntersuchung: A-, B- und M-Mode.
(aus 8)

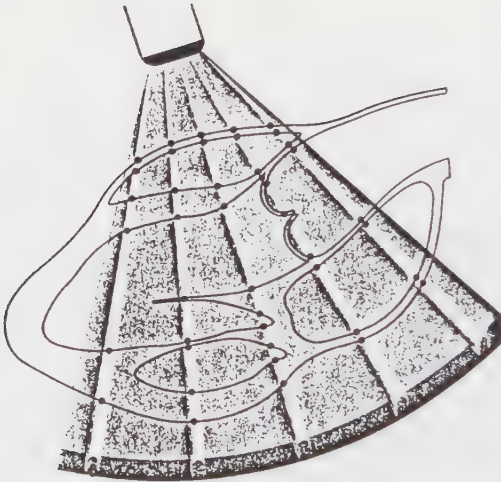


Abb. 3

Zweidimensionale Echokardiographie: räumliches Sehen wird durch ein aus mehreren Strahlenbündeln zusammengesetztes Bild ermöglicht.
(aus 5)

Kinderklinik für Herz- und Kreislauferkrankungen
Direktor: Prof. Dr. med. K. Buhmeyer

Deutsches Herzzentrum München
des Freistaates Bayern

b

Prof. Dr. Buhmeyer, Ledeburgstr. 11, 8000 München 2

Name:
Geb.-Dat.:
Gewicht:
Größe:
Pat.-Nr.:
Band-Nr.:
Untersuchungsdaten

Besonderheiten während der
Untersuchung:

	Minkel 0	Max. Geschw. Minkel korr. (m/sec)
PA	1. 2. 3.	
Tricuspidalkl.	1. 2. 3.	
Mitralkl.	1. 2. 3.	
AO asc.	1. 2. 3.	

Defektdurchmesser: (subc. 4KB)

Doppleruntersuchung im Defekt (100 mm/Sek)

Doppleruntersuchung der Pulmonalklappe:

Doppleruntersuchung der Trikuspidalklappe:

Suprasternale P-Klappenöffnungsfläche:

Kurze Achse der A. ascendens (oberhalb d. Sinus V.)

HK-Werte:

A.Nr:

Datum:

Qs (l/Min)
Qp (l/Min)
Qpeff (l/Min)
L-R-Shunt %

Formular Nr. 101/Str. 11, 8000 München 2, © 1981

Abb. 4

Verwendeter Erhebungsbogen der durchgeführten Untersuchung.

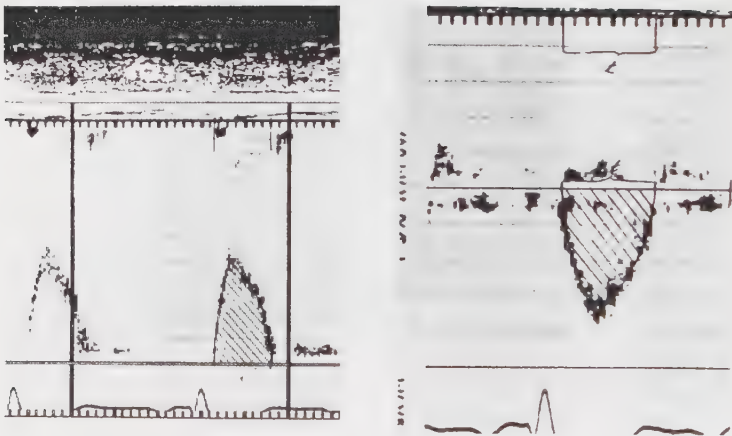


Abb. 5

Berechnung von Δf am Beispiel der Aorta ascendens und des Truncus pulmonalis.

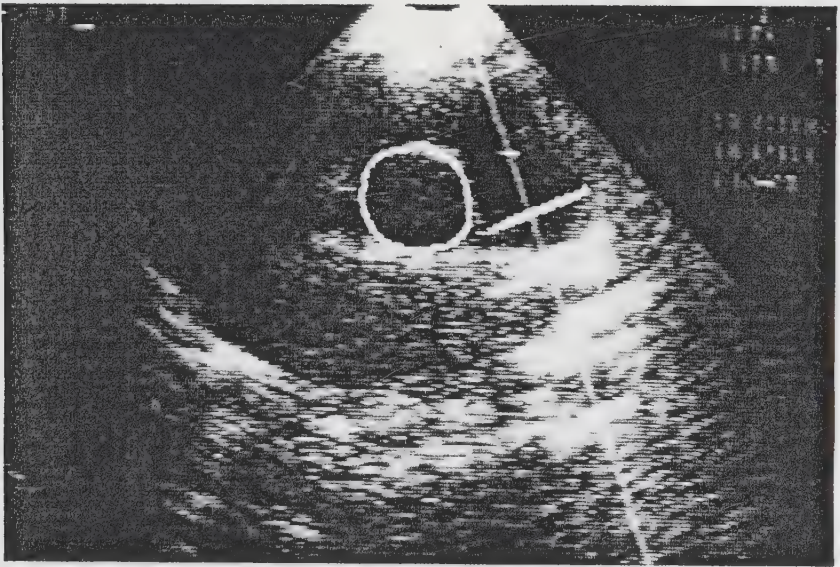


Abb. 6

Ermittlung der Fläche der Aorta ascendens (links im Bild) und des Durchmessers des Truncus pulmonalis (rechts im Bild) in der parasternalen kurzen Achse.

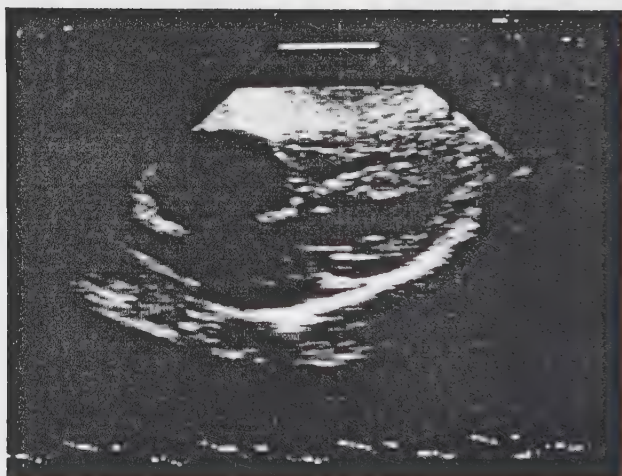


Abb. 7

Defektdurchmesser im subcostalen Vier-Kammer-Blick.

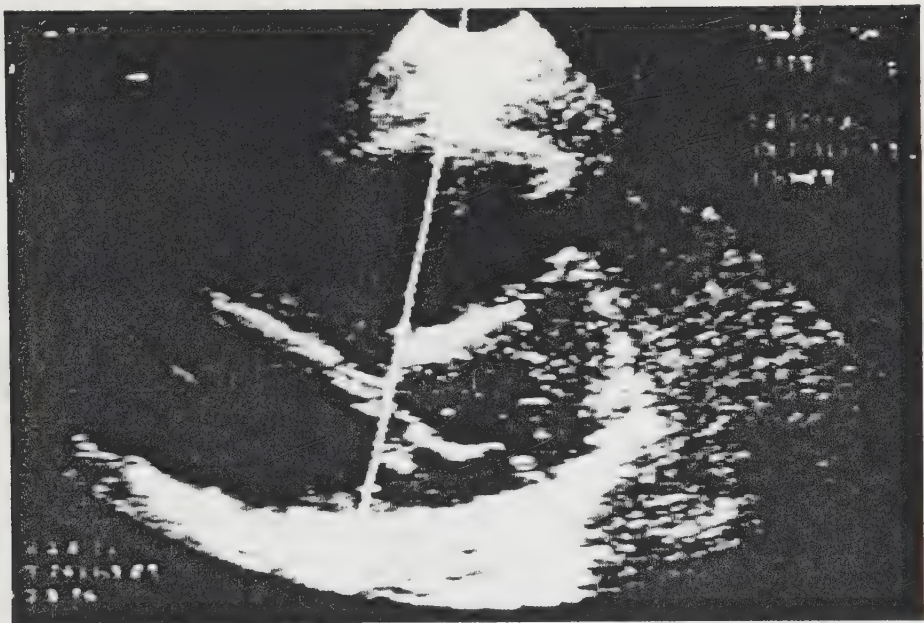


Abb. 8

Defektdarstellung im apikalen Vier-Kammer-Blick mit
Doppleruntersuchung.

Kurvenfläche A_o : 10.02 x 0.071 : 0.26 2.74
 10.55 x 0.071 kHz x sec. : 0.26 sec. = 2.88
 10.98 x 0.071 : 0.28 2.78

$$\Rightarrow \Delta \bar{f}_{A_o} = 2.8 \text{ kHz}$$

$$\Rightarrow \bar{v}_{A_o} = 71.9 \text{ cm/sec.}$$

Kurvenfläche P_a : 13.39 x 0.071 : 0.3 3.17
 12.60 x 0.071 kHz x sec. : 0.26 sec. = 3.44
 11.56 x 0.071 : 0.26 3.16

$$\Rightarrow \Delta \bar{f}_{P_a} = 3.3 \text{ kHz}$$

$$\Rightarrow \bar{v}_{P_a} = 84.7 \text{ cm/sec.}$$

$A_{P_a} = 4.47; 4.32; 4.86;$
 $\bar{A}_{P_a} = 4.55 \text{ cm}^2$

$d_{P_a} = 2.51; 2.45; 2.54; = A_{P_a} = 4.95; 4.71; 5.06;$
 $\bar{A}_{P_a} = 4.91 \text{ cm}^2$

$ET_{A_o} = 0.27 \text{ sec.}; ET_{P_a} = 0.27 \text{ sec.};$

$HF = 70 \text{ 1/min.}$

$KO = 1.75 \text{ cm}^2$

$Q_g = 3.5 \text{ 1/min./m}^2; Q_p = 4.5 \text{ 1/min./m}^2.$

Shunt = 22 X

Abb. 9

Verwendeter Auswertungsbogen der durchgeführten Untersuchung mit Zahlenbeispiel.

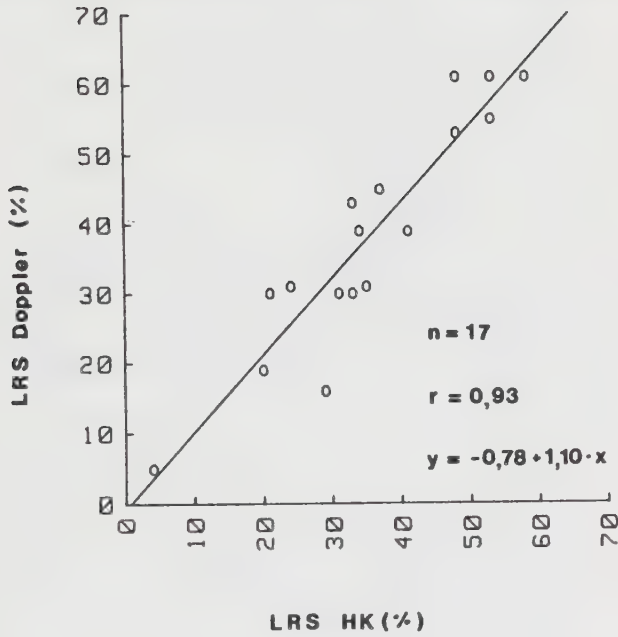


Abb. 10

Regressionsgerade LRS HK gegen LRS D.-E. winkelkorrigiert.

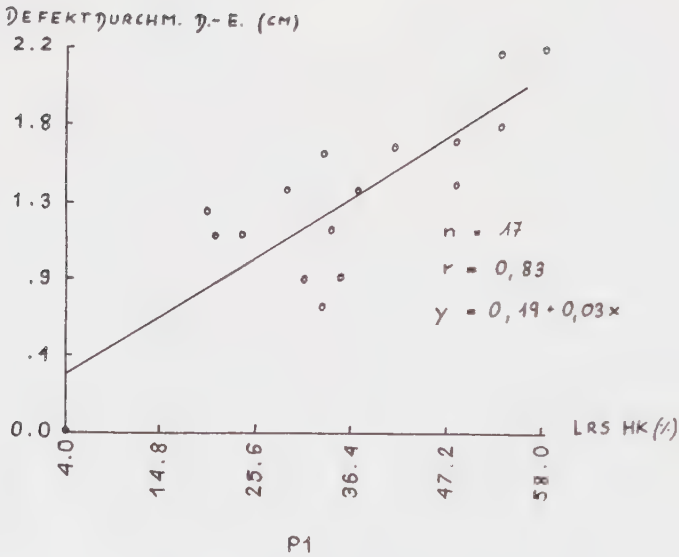


Abb. 11

Regressionsgerade LRS HK gegen endsystolischen subcostalen Defektdurchmesser.

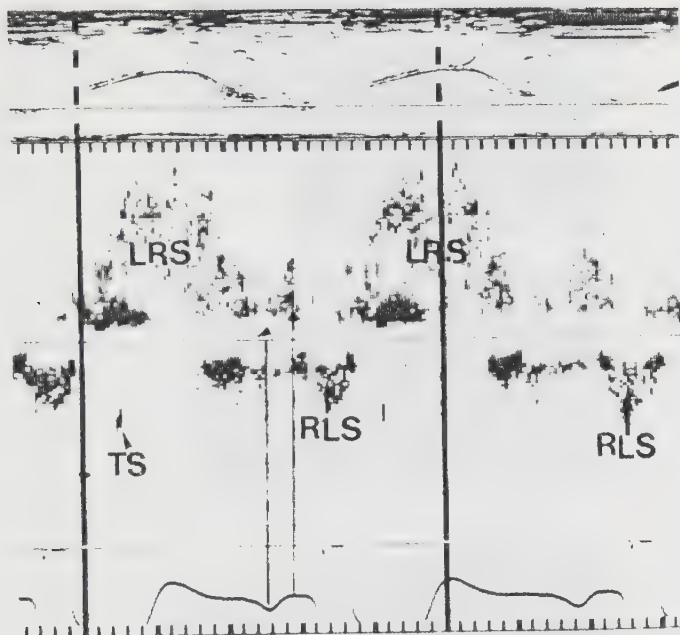
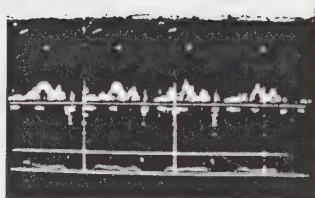
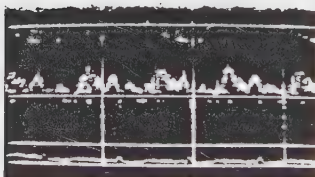


Abb. 12

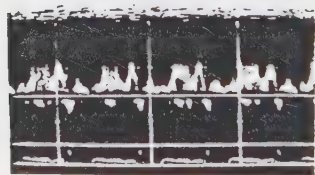
Doppleruntersuchung im Defekt bei apikaler Transducerposition:
Endsystolisches Maximum des Blutflusses durch den Defekt, ein
zweites Maximum während der Vorhofkontraktion und der früh-
systolische RLS sind deutlich zu erkennen.



8 mm
20 LRB



10 mm
35 LRB



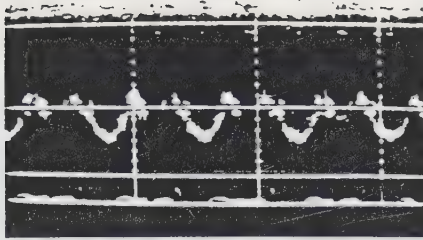
12 mm
48 LRB

Abb. 13

Unterschiedliche Turbulenzstärke des Blutstromes an der Tricuspidalklappe abhängig von der Shuntgröße .

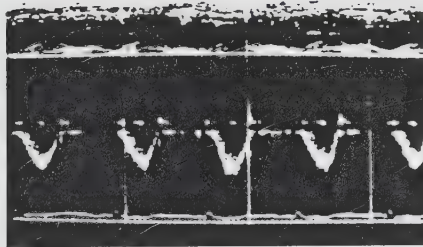
S.B. 9 J.

20% LRS



S.B. 10 J.

35% LRS



E.S. 5.5 J.

48% LRS

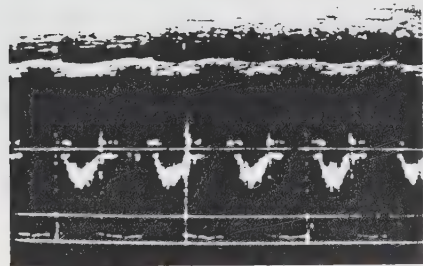


Abb. 14

Unterschiedliche Turbulenzstärke des Blutstromes an der Pulmonalklappe abhängig von der Shuntgröße.

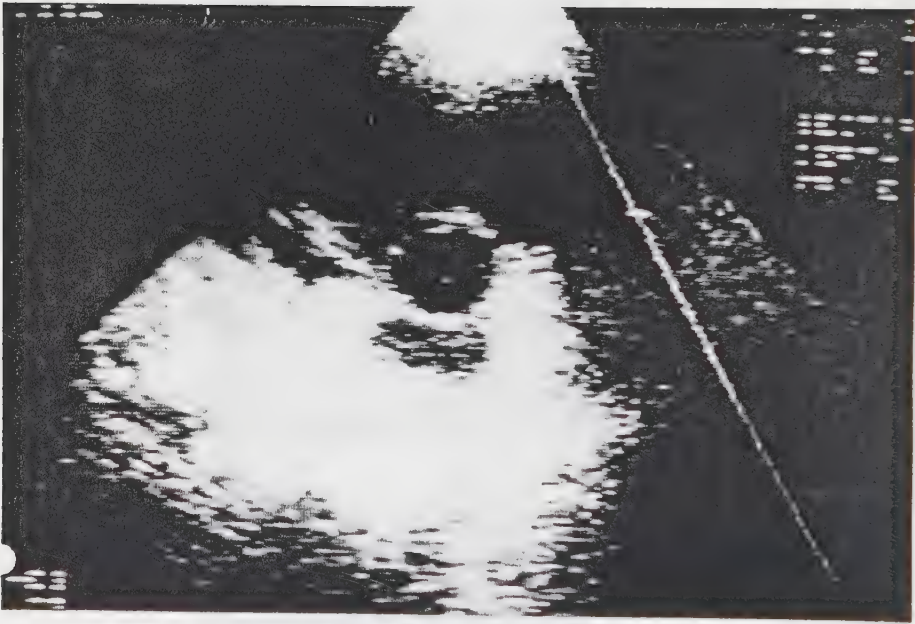


Abb. 15

Schwierigkeit der Abgrenzung der Gefäßwand des Truncus
pulmonalis. Hier bei sehr großem ASD II .

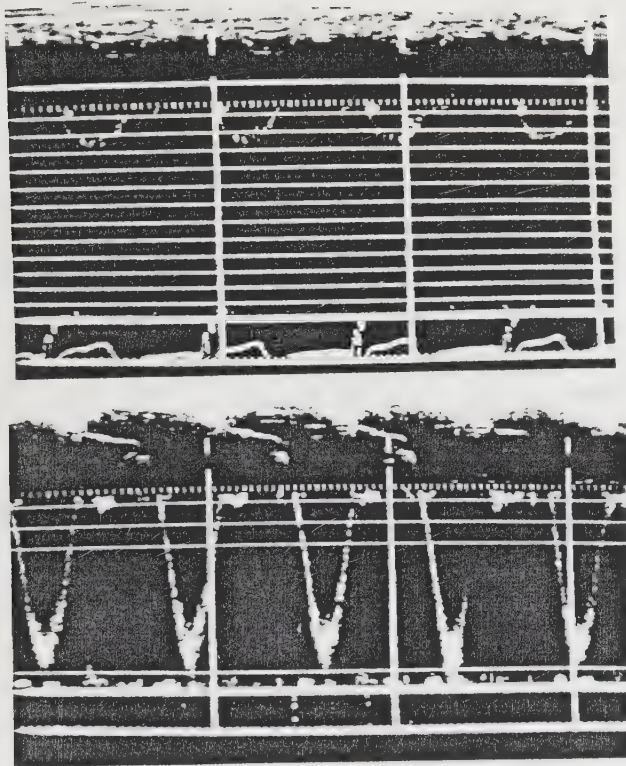


Abb. 16

Unterschiedliche maximale Blutflußgeschwindigkeiten im
Truncus pulmonalis:

- a) gesundes Kind
- b) großer ASD II

NAME:
GEBURTSDATUM: BESONDERHEITEN:
GEWICHT:
GRÖSSE:
RR:
HF:
PATIENTEN-NUMMER:
BAND-NUMMER:
UNTERSUCHUNGSDATUM:

1.	f_0 (kHz)	Winkel β	max. Geschw. Winkel korr. (m/sec.)
PA	1.		
	2.		
	3.		
Tricuspidalklappe			
	1.		
	2.		
	3.		
Mitralklappe			
	1.		
	2.		
	3.		
Aorta ascendens			
	1.		
	2.		
	3.		

2. Defektdurchmesser (subc. 4 KB)
3. Kurze Achse der Ao. asc. und der PA (oberhalb der Sin.val.)
4. Beurteilung des 2 D-Bildes (RV-Größe, u.a.)

5. HK-Werte:

Die Kurvenausdrücke müssen mit den Namen des Patienten und dem Winkel β versehen werden.

Abb. 17

Entwurf eines zukünftigen Erhebungsbogen.

Fläche Ao: _____

Fläche _____

Berechnungsfaktor _____

BT _____

_____ x _____ kPa sec.: _____ sec. "

_____ kPa

$$= \frac{A_{Ao} \cdot \pi \cdot 1340}{2 \cdot \pi \cdot f_0 \cdot \cos \theta} \cdot 100 = \text{_____ cm/sec.}$$

_____ cm³

_____ cm³

Fläche Pa: _____

_____ x _____ kPa x sec.: _____ sec. "

_____ kPa

$$f_0 = \frac{A_{Pa} \cdot \pi \cdot 1340}{2 \cdot \pi \cdot f_0 \cdot \cos \theta} \cdot 100 = \text{_____ cm/sec.}$$

_____ cm

_____ cm; A Pa = $\frac{134}{H}$ = _____ cm²

_____ sec.; ET Pa = _____ sec.

_____ l/min.; HF Pa = _____ l/min.

_____ m³

$$y = \left[\left(\sqrt{\frac{A_{Ao}}{P_a}} \cdot A_{Ao}/P_a \cdot \pi \cdot 1340 \right) \cdot \pi \cdot 1000 \right] \cdot 100 \text{ l/min/m}^3$$

et: $\frac{Q_0 - Q_e}{Q_p} \cdot 100 \%$

	nicht	gering	mäßig	stark
$\bar{v}_{\max} Pa = \text{_____ m/sec.}$ entspricht	0	0	0	0 erhöht
$\bar{v}_{\max} Tricusp. = \text{_____ m/sec.}$	0	0	0	0 erhöht
$\bar{v}_{\max} Mitr. = \text{_____ m/sec.}$	0	0	0	0 erniedrigt
$\bar{v}_{\max} Ao. = \text{_____ m/sec.}$	0	0	0	0 erniedrigt

Defektdurchmesser subcostal: _____ enddiastolisch: _____ mm

d = _____ cm

entspricht einem Shunt von etwa _____ %

Turbulenzen an der Tricuspidalklappe: kein gering mäßig stark
0 0 0 0

Turbulenzen an der Pulmonalklappe: 0 0 0 0

Diagnose:

Therapie:

Abb. 18

Entwurf eines zukünftigen Auswertungsschemas.

V. LITERATURVERZEICHNIS

- 1 Alexander J.A., Rembert J.C., Sealy W.C., Greenfield J.C.:
Shunt dynamics in experimental atrial septal defects.
J. appl. Physiol. 39/2, 281-86 (1975).
- 2 Alverson D.C., Eldrige M., Dillon T., Yabek S.M., Berman W.:
Noninvasive pulsed Doppler determination of cardiac output in
neonates and children.
J. Pediatr. 101/1, 46 - 50 (1982).
- 3 Barber J.M., Magidson O., Wood P.:
Atrial septal defect.
Inst. of. Card., London (1949).
- 4 Berchtold R., Hamelmann H., Peiper H.-J.:
Arbeitsbuch Chirurgie Band 2.
Urban und Schwarzenberg Vlg., 396 (1982).
- 5 Biamino G., Lange L.:
Echokardiographie. Stellenwert in der kardiologischen Diagnostik.
Reihe Kardiol., Aktuelles Wissen Hoechst (1983).
- 6 Bierman F.Z., Williams R.G.:
Subxiphoid two-dimensional imaging of the atrial septum.
Am.J.Card. 41, 354 (1978).
- 7 Bierman F.Z., Williams R.G.:
Subxiphoid two-dimensional imaging of the interatrial septum in
infants and neonates with congenital heart disease.
Circ. 60/1, 80-90 (1979).
- 8 Braun B., Günther R., Schwert W.B.:
Ultraschalldiagnostik: Lehrbuch und Atlas 1.
Ecomed II/1.1-30, III/2.1.1-48 (1983).

- 9 Daniels O., van Renterghem R.J., Hopman J.C.W., Stoelinga G.B.A.:
Some remarks on the accuracy of the Echo-Doppler estimation of
cardiac output.
Int. Congress: "Application of Doppler-Ultrasound in medicine",
Düsseldorf (1984).
- 10 Dillon J.C., Weyman A.E., Feigenbaum H., Eggleton R.C., Johnston K.:
Cross-sectional echokardiographic examination of the interatrial
septum.
Circ. 55/1, 115-20 (1977).
- 11 Firmenanleitung des Mark 500 oder 600 oder 8105 (1983).
- 12 Fisher D.C., Sahn D.J., Friedman M.J., et al.:
The effect of variations on pulsed Doppler sampling site on calculation
of cardiac output: an experimental study in open-chest dogs.
Circ. 67/2, 370-76 (1983).
- 13 Fisher D.C., Sahn D.J., Friedman M.J., et al.:
The mitral valve orifice method for noninvasive two-dimensional
Echo-Doppler determinations of cardiac output.
Circ. 67/4, 872-77 (1983).
- 14 Goldberg S.J., Sahn D.J., Allan H.D., et al.:
Evaluation of pulmonary and systemic blood flow by 2-dimensional
Doppler-Echokardiography using fast Fourier Transform Spectral
Analysis.
Am. J. Card. 50, 1394-1400 (1982).
- 15 Harnack v. G.-A.:
Kinderheilkunde.
Springer Vlg., 218-19 (1984).
- 16 Hatle L., Angelsen B.:
Doppler ultrasound in cardiology: physical principles and clinical
application.
Lea and Febinger Vlg., Philadelphia (1982).
- 17 Herold G.:
Innere Medizin,
Aku-Fotodruck Agentur, Köln, 90 (1983)

- 18 Hibi N., Kambe T., Itoh K., Nanki M., et al.:
Cross-sectional echokardiographic study on atrial septal defects.
Jpn. Heart J. 23/2, 147-59 (1982).

- 19 Hiraishi S., Disessa T.G., Jarmakani J.M., et al.:
Two-dimensional assessment of right ventricular volume in children
with congenital heart disease.
Am.J.Card. 50, 1368-74 (1982).

- 20 Holldack K.:
Lehrbuch der Auskultation und Perkussion.
Thieme Vlg., 106-7 (1979).

- 21 Huntsman L.L., Stewart D.K., et al.:
Noninvasive Doppler determination of cardiac output in man.
Circ. 67/3, 593-601 (1983).

- 22 Ihlen P., Pamlie J., et al.:
Determination of cardiac output by Doppler-Echocardiography.
Br.Heart J. 51, 54-60 (1984).

- 23 Kitabatake A., Michitoshi J., et al.:
Noninvasive evaluation of the ration of pulmonary to systemic blood
flow in atrial septal defect by duplex Doppler-Echocardiography.
Circ. 69/1, 73-9 (1984).

- 24 Kushner F.G., Lam W., Morganroth J.:
Apex sector Echocardiography in evaluation of the right atrium in
patients with mitral stenosis and atrial septal defects.
Am.J.Card. 42, 733-37 (1978).

- 25 Lange L., Allen H.D., Goldberg S.J., Sahn D.J.:
Anwendungsmöglichkeiten der Range-Gated Pulsed - Doppler-(RGPD-)
Echokardiographie. Ein Überblick.
Z. Kardiol. 68, 158-67 (1979).

- 26 Lange L.W., Sahn D.J., Allen H.D., Goldberg S.J.:
Subxiphoid cross-sectional Echocardiography in infants and children
with congenital heart disease.
Circ. 59/3, 513-24 (1979).

- 27 Liewpe W., Scallion R., Behar V.S., Kisslo J.A.:
Two-dimensional echocardiographic findings in atrial septal defects.
Circ. 56/3, 447-56 (1977).
- 28 Loeppky J.A., Hoekenga D.E., et al.:
Comparison of noninvasive pulsed Doppler and Fick measurements of
stroke volume in cardiac patients.
Am.Heart J. 107/2, 339-46 (1984).
- 29 Macartney F.J.:
Cross-sectional echocardiographic diagnosis of congenital heart
disease in infants.
Br.Heart J. 50, 501-5 (1983).
- 30 Mattern H., Fricke G.:
Gepulste Doppler-Echokardiographie bei Mitralklappen.
Z. Kardiol. 71., 680-88 (1982).
- 31 Müller K.D., Steinbauer-Rosental I., Lorenz H.P., et al.:
Quantifizierung von Vorhofseptumdefekten vom Sekundumtyp durch
subcostale zweidimensionale Echokardiographie.
Z. Kardiol. 72, 730-34 (1983).
- 32 Netz H.:
Der Vorhofseptumdefekt.
Der Kinderarzt 10/12, 1769-72 (1979).
- 33 Pearlman A.S.:
News and views: Doppler-Echocardiography.
Int. J. Card. 3/1, 81-6 (1983).
- 34 Pfefferkorn J.R.:
Kardiologische Ultraschall Diagnostik: Die zweite Dimension.
Dtsch. Ärzteblatt 79/32, 21-4 (1982).
- 35 Pickoff A.S., Bennett V., Soler P., Ferrer P.L.:
Detection of pulmonary venous flow by pulsed Doppler Echocardiography
in children.
Am.Heart J. 105/5, 826-29 (1982).

- 36 Rice M.J., Seward J.B., Hagler D.J., et al.:
Impact of 2-dimensional Echokardiography on the management of distressed newborns in whom cardiac disease is suspected.
Am.J.Card. 51, 288-92 (1983).

- 37 Roelandt J., Mc Glie., Vletter W.B., Rijsterborgh H.:
Doppler assessment of pulmonary valve flow.
Int. Congress: "Application of Doppler Ultrasound in medicine",
Düsseldorf (1984).

- 38 Sahn D.J.:
Doppler methods for measuring cardiac output.
Int. Congress: "Application of Doppler-Ultrasound in medicine",
Düsseldorf (1984).

- 39 Sanders S.P., Yeager S., Williams R.G.:
Measurements of systemic and pulmonary blood flow and QP/QS ratio using Doppler and two-dimensional Echocardiography.
Am.J.Card. 51, 952-56 (1983).

- 40 Schapira J.N., Martin R.P., Fowles R.E., Popp R.L.:
Single and two-dimensional echocardiographic features of the inter-atrial septum in normal subjects and patients with an atrial septal defect.
Am.J.Card. 43, 816-19 (1979).

- 41 Schartl M., Schartl S., Disselhoff W., Lange L., Disselhoff M.:
Vergleich zwischen zweidimensionalen echokardiographischen und hämodynamischen Befunden bei Patienten mit Vorhof- und Ventrikelseptumdefekt.
Z. Kardiol. 71, 370-76 (1982).

- 42 Schmidt-Voigt J.:
Herzdiagnostik in der Praxis.
Studienreihe Boehringer Mannheim, 70 (1982).

- 43 Schumacher G., Bühlmeier K.:
Diagnostik angeborener Herzfehler.
Cor.: Beiträge zur Kardiologie 1, 85-182 (1978).

- 44 Schuster A.H., Nanda N.C.:
Doppler echocardiographic measurements of cardiac output:
comparison with a non-golden standard.
Am.J.Card. 53, 257-59 (1984).
- 45 Shields M., Rogers J., Mulholland H.C.:
Prediction of pulmonary systemic flow ratios using doppler
echocardiography .
Second World Congress of Pediatric Cardiology, New York (1985).
- 46 Silverman N.H., Schiller N.B.:
Apex Echokardiography: a two dimensional technique for evaluting
congenital heart disease.
Circ. 57/3, 503-11 (1978).
- 47 Snider A.R., Enderlein M.A., Teitel D.F., Juster R.P.:
Two-dimensional echocardiographic determination of aortic and
pulmonary artery size from infancy to adulthood in normal subjects.
Am.J.Card. 53, 218-24 (1984).
- 48 Steinbauer-Rosental I.:
Echokardiographische Größenbestimmung des Vorhofseptumdefektes vom
Sekundumtyp.
Herz 5/4, 223-25 (1980).
- 49 Tei C., Tanaka H., Kashima T., et al.:
Real-time cross- sectional echocardiographic evaluation of the
interatrial septum by right atrium-interatrial septum-left atrium
direction of ultrasound beam.
Circ. 60/3, 539-546 (1979).
- 50 Valdez-Cruz L.M., Horowitz S., et al.:
A pulsed Doppler echocardiographic method for calculating pulmonary
and systemic blood flow in atrial level shunts: validation studies in
animals and initial human experience.
Circ. 69/1, 80-6 (1984).

VI. LEBENS LAUF

- 19.02.1961 Geboren in München als Tochter des damaligen wissenschaftlichen Assistenten und Forstassessors Dr. oec. publ. Erich Maurer und dessen Ehefrau Theresia Maurer, geb. Ehrhard
- 1967-1971 Besuch der Grundschule in 8770 Lohr am Main
- 1971 Eintritt in das neusprachliche Gymnasium Lohr am Main mit Latein als erster Fremdsprache
- 1972 Umzug nach München und Überwechseln in das neusprachliche Mädchengymnasium "Max-Joseph-Stift"
- 1980 Ablegung der Reifeprüfung am gleichen Gymnasium
- 1980 Beginn des Medizinstudiums im Herbst an der Ludwig-Maximilians-Universität München
- 24.08.1982 Abschluß der Vorklinik mit der Ärztlichen Vorprüfung
- 1982 - 1983 Fortsetzung des Medizinstudiums an der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau
- 19.08.1983 Ablegung des ersten Abschnittes der Ärztlichen Prüfung
- 1983 Rückkehr an die Heimatuniversität München zum Wintersemester
- 1984 Beginn der Promotionsarbeit bei Herrn Professor Dr. med. Bühlmeier, Direktor der Klinik für Herz- und Kreislauferkrankungen im Kindesalter am Deutschen Herzzentrum in München.
- 23.08.1985 Ablegung des zweiten Abschnittes der Ärztlichen Prüfung
- 30.10.1986 Ablegung des dritten Abschnittes der Ärztlichen Prüfung
- 13.11.1986 Erteilung der Approbation
- 01.05.1987 Umzug nach Augsburg und Beginn der Facharztausbildung in der Abteilung für Anästhesie und operativen Intensivmedizin des Zentralklinikums Augsburg, Direktor Herr Professor Dr. Eckart

Ganz herzlich danken möchte ich Herrn Professor Dr. Bühlmeyer für die Überlassung des Themas und Herrn Dr. med. K.-D. Müller, Kinderkardiologe am Deutschen Herzzentrum in München, für die Ausführung der Doppler-Ultraschall Untersuchungen, die Beratung und stets kritische Stellungnahme bezüglich der Planung und Auswertung dieser Studie.

An dieser Stelle sei auch Herr Diplomingenieur Lothar Wolfram dankend erwähnt, der mir bei der Erarbeitung der Formeln zur Berechnung der Herzminutenvolumina mit physikalisch-mathematischem Sachwissen zur Seite stand.

